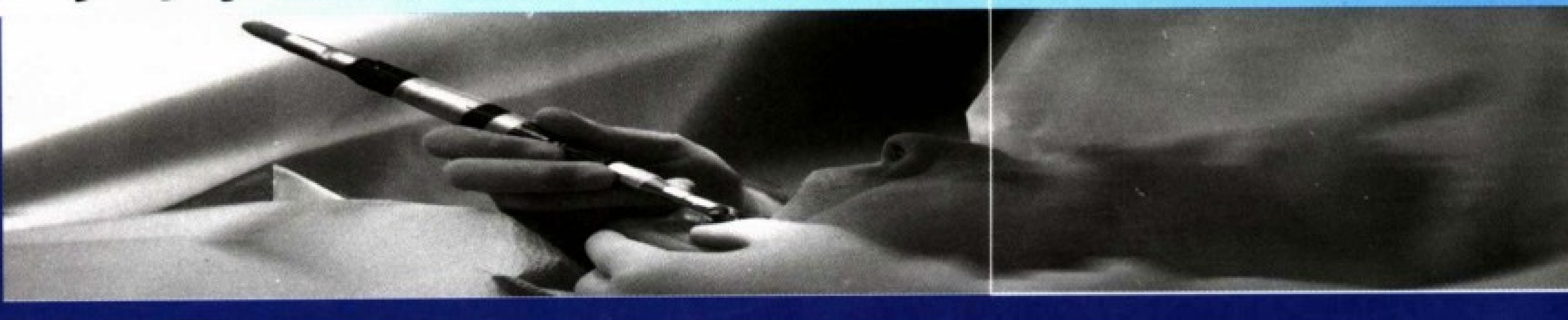
口 腔 科 实 用 技 术 丛 书

Yake Quanci
Xiufu Jishu

牙科全瓷修复技术



章菲敏 主编

凤凰出版传媒集团
江苏科学技术出版社

VISIT…

LANZAROTE Caliente.com

微信公众号

口 腔 视 频

微信搜索qzkqsp1即可关注

福利1

关注后可观看正畸、修复、种植等精彩内容

福利2

关注后领取口腔解剖病理学视频讲座全集

福利3

加入视频分享交流群，解答疑难病例，获取更多视频资源

扫二维码，关注公众号
领取更多口腔资料

本丛书内容全面，布局合理，每一点构思，每一篇编排，都是作者匠心的妙用，旨在通过文字和图片使读者能直观形象地了解操作的详细步骤和技术要点，了解各种相关材料、器械的形貌。学习过程不再是凭空想象、枯燥乏味，相反，读者可以在直观的氛围下获得知识和实用技术，达到事半功倍的效果，同时亦能了解相关领域最新的进展和研究热点。

口腔科实用技术丛书

Yake Quanci Xiufu Jishu

复杂牙拔除技术
功能性矫治技术
牙周基础治疗技术
牙科全瓷修复技术
口腔种植技术

《牙科全瓷修复技术》系统描述了各种全瓷修复体的临床技术，步骤和技术要点翔实，并详尽介绍了相关的全瓷材料、色彩应用、纤维桩的应用和黏结技术。

ISBN 978-7-5345-5268-7
9 787534 552687 >
定价：26.00元

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

牙科全瓷修复技术

口腔科实用技术丛书

主　编　章非敏
编　者　(以姓氏笔画为序)
光寒冰　孙亚洲　邱　憬
张静露　胡　建　殷新民
钱　敏　章非敏　谢海峰
蔡玉惠

凤凰出版传媒集团
江苏科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

牙科全瓷修复技术 / 章非敏主编. —南京：江苏科学技术出版社，2007.2
（口腔科实用技术丛书）
ISBN 978-7-5345-5268-7

Ⅰ.牙… Ⅱ.章… Ⅲ.瓷牙—修复术 Ⅳ.R783

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 001322 号

口腔科实用技术丛书
牙科全瓷修复技术

主　　编	章非敏
责任编辑	傅永红
责任校对	刘　强
责任监制	张瑞云
出版发行	江苏科学技术出版社(南京市湖南路 47 号，邮编：210009)
网　　址	http://www.pspress.cn
集团地址	凤凰出版传媒集团(南京市中央路 165 号，邮编：210009)
集团网址	凤凰出版传媒网 http://www.ppm.cn
经　　销	江苏省新华发行集团有限公司
照　　排	南京展望文化发展有限公司
印　　刷	南京大众新科技印刷有限公司
开　　本	787mm×1 092mm　1/16
印　　张	13.25
字　　数	240 000
版　　次	2007 年 2 月第 1 版
印　　次	2007 年 2 月第 1 次印刷
标准书号	ISBN 978-7-5345-5268-7
定　　价	26.00 元

图书如有印装质量问题，可随时向我社出版科调换。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

《口腔科实用技术丛书》

编 委 会

主　编： 王　林

副主编： 吴凤鸣　孙卫斌　吴煜农　章非敏
陈　宁　陈文静

编　委：（以姓氏笔画为序）

万林忠　万桂琴　马俊青　王　林
王　洁　王　娟　王东苗　王国平
王培志　王瑞霞　王震东　光寒冰
刘来奎　孙卫斌　孙亚洲　江宏兵
江强麟　邢树忠　严　斌　吴凤鸣
吴煜农　宋晓萌　张卫兵　张双越
张静露　李　明　李　松　李　强
李　珑　李怀奇　李青奕　邱　憬
邵　胜　陈　宁　陈　武　陈文静
武和明　姚卫萍　姚维群　施星辉
胡　永　胡　建　胡道生　赵春洋
倪　杰　夏　露　徐　晶　殷新民
袁　华　袁　冶　钱　敏　陶江丰
陶震江　章非敏　符苏杰　谢海峰
蔡玉惠

秘　书： 徐　晶

编者的话

口腔医学是临床医学的一个重要分支，口腔医学的发展程度也是一个国家医疗卫生水平的重要标志。目前，随着社会经济的发展、人民生活水平的提高，人们越来越意识到口腔医疗卫生保健工作的重要性，对口腔的美容、功能、健康等各方面的要求越来越高，基层医院、个体口腔开业医务人员也越来越多地需要开展高质量的口腔治疗。

以往的口腔医学类丛书多侧重于基础理论传播，对于临床实际操作，特别是新技术和难点技术涉及较少，或者只是稍稍带过。

本丛书由南京医科大学口腔医学院多位著名的口腔医学专家编写，包括《牙周基础治疗技术》、《复杂牙拔除技术》、《牙科全瓷修复技术》、《口腔种植技术》、《功能性矫治技术》5 本。本丛书涵盖了口腔医学临床最常用、最前沿的内容，针对新技术的开展（如全瓷修复等）以及困扰临床医生的难题（如牙周病系统治疗等），重点突出，图文并茂，有很强的针对性和实用性。纵观整套丛书，编排匠心独具，既有深入浅出的基础理论，又在关键操作步骤上翔实描述，对于规范口腔临床医疗有很强的指导作用，读者可以从中获得关于口腔诊疗技术的丰富知识和经验。

《牙周基础治疗技术》以人为本，强调了口腔卫生指导，并对当前流行的牙周基础治疗技术——超声波洁治法作了重点介绍。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

《复杂牙拔除技术》侧重于无痛、微创地拔除患牙，介绍了复杂牙拔除的一些新理念，增添了相关的种植、修复前外科及医患沟通和伦理学方面的内容。

《口腔种植技术》全面介绍了口腔种植技术的各个方面，并反映了该技术的发展和趋势。

《牙科全瓷修复技术》系统描述了各种全瓷修复体的临床技术，步骤和技术要点翔实，并详尽介绍了相关的全瓷材料、色彩应用、纤维桩的应用和黏结技术。

《功能性矫治技术》涵盖了目前临床上所普遍使用的各类功能性矫治器，对功能矫形的基础知识、研究进展及功能性矫治器的临床应用进行了系统地阐述。

该套丛书内容全面，布局合理，每一点构思，每一篇编排，都是作者匠心的妙用，旨在通过文字和图片使读者能直观形象地了解操作的详细步骤和技术要点，了解各种相关材料、器械的形貌。学习过程不再是凭空想象、枯燥乏味，相反，读者可以在直观的氛围下获得知识和实用技术，达到事半功倍的效果，同时亦能了解相关领域最新的进展和研究热点。

本套丛书还邀请了知名学者邱蔚六院士、赵云凤教授、林久祥教授、张举之教授、林野教授分别为《复杂牙拔除技术》、《牙科全瓷修复技术》、《功能性矫治技术》、《牙周基础治疗技术》和《口腔种植技术》作序。在此，真挚地感谢他们在百忙中阅读本套丛书，感谢他们对本书的支持和认可。

总的来说，本套丛书不失为一套口腔科医师自我提高的理想参考书，也是临床医师身边不可多得的工具书。特向读者推荐此书，希望对大家能有所帮助。

王林

序　言

陶瓷被用于口腔医学已有悠久的历史，涉及人造器官、人工牙、种植体等多种用途。随着人类社会的进步，口腔医学与美学越来越紧密地结合在一起，这为全瓷修复技术提供了十分广阔的发展前景。目前，全瓷修复的临床和研究工作在国内也得到了高度重视，但由于对技术、设备的要求较高，相关业务仅出现在少数的大型专科口腔医院。可喜的是，不少具有一定规模的个体和私营口腔门诊也对这门新兴技术跃跃欲试，一本好的参考书无疑对想掌握全瓷修复技术的医师具有不可估量的宝贵价值。《牙科全瓷修复技术》在这一时期应运而生。通读全书后，觉得其内容丰富、文字深入浅出，使本人受益匪浅，相信对临床工作也有很高指导意义。该书系统、全面地描述了各种全瓷修复体的临床技术，通过文字和大量插图的配合，读者能够直观形象地了解操作的详细步骤和技术要点，印象深刻，同时也能接触到各种相关材料、器械的形貌。学习过程不再是凭空想象、枯燥乏味，相反，读者可以在直观的氛围下获得知识和实用技术，达到事半功倍的效果。

全瓷修复与材料、美学、力学、化学等多个学科交叉渗透、相互融合，其内容发展和更新都比较迅速，在这一形势下，任何一本专业书只有紧跟时代步伐，把握学科前沿动态，才能够获得强大的生命力。不难发现，该书用了四个章节详尽论述了与全瓷修复密切相关的全瓷材料、色彩应用、纤维桩的应用和黏结技术，内容先进、新颖、丰富、独特，包含了当今国内外以上

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

领域最新的进展和研究热点，这些信息的加入不仅成为书中的一个亮点，而且使得该书的布局更加合理，涵盖更加广泛，内容更加成熟，形成了一个全面的、系统的、独立的整体。巧妙的构思、独具匠心的编排和丰富的内涵无一不体现了编者深厚的背景知识和出色的才华。

最后，我衷心祝愿此书的顺利出版，也在此谨向对全瓷修复有兴趣的广大口腔医务工作者和大中专院校的口腔医学生、研究生推荐此书，希望各位都能从此书中获益，共同推动我国口腔医疗事业的发展壮大！

赵云凤

前　言

陶瓷作为牙体修复材料，发展由来已久，20世纪初，人们就掌握了在铂箔上高温烧结陶瓷制作陶瓷嵌体和冠技术。瓷修复体尽管其美学效果好，但由于瓷的脆性和强度不足，限制了其临床应用。直到20世纪50年代，人们通过改变陶瓷的热膨胀系数，使瓷和金属能够结合，通过金属底层增加强度而使陶瓷产生良好的美学效果，从而制成冠、桥满足临床修复的要求。在随后的40多年里，金属-烤瓷修复成为临床上最常用的固定修复方式。然而由于金属烤瓷修复体存在着诸多不足，已越来越不能满足人们对美的不断追求，社会的需求促使了不需要金属底层结构的全瓷系统的研制。

全瓷修复体因不需要金属基底，因而避免了金属层颜色对修复体美观的影响，克服了底层金属离子释放引起的不良后果；全瓷修复体有近似牙本质颜色的底色和近似牙釉质的半透明性，因此其颜色自然逼真，且层次感好，在霓虹灯光照射下颜色自然。全瓷修复体还具有良好的生物相容性，对牙龈组织无任何不良刺激，其在临床的广泛应用符合社会发展的需要。为了使临床医师和技师能够更系统地掌握这一技术，笔者根据课题研究结果和临床实践经验，并查阅相关文献，编写了《牙科全瓷修复技术》一书。

本书涉及全瓷修复的材料，与之相关的美学和色度学原理，以及临床广泛应用的嵌体、贴面、冠桥、桩核的临床操作和技工室制作等共八章。书中配有插图和照片，力图清晰和全面地阐述全瓷修复技术。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

本书的顺利完成要感谢南京医科大学口腔医学院口腔修复教研室、江苏省口腔医院修复科、义齿研制中心的全体人员，是他们的鼎力相助和无私帮助，给予编者撰写本书的勇气和力量，是他们用辛勤的劳动丰富了本书的内容，在此，再次致以诚挚的感谢。

尽管作者们为本书的编写花费了大量的心血，但由于涉及学科较多、内容较新，加之水平有限，可能存在不足和错误，恳请广大读者批评和指正。

章非敏
南京医科大学口腔医学院
江苏省口腔医院

目 录

第一章 全瓷修复材料和系统演变 …… 1
第一节 口腔陶瓷材料 …… 1
一、概念及发展史 …… 1
二、口腔陶瓷的分类 …… 2
三、口腔陶瓷的基本结构及性能 …… 2
第二节 口腔全瓷材料 …… 4
一、概念及发展史 …… 4
二、全瓷材料的分类 …… 4
第三节 烧结全瓷材料 …… 5
一、传统长石质烤瓷全瓷材料 …… 5
二、白榴石增强长石质烤瓷 …… 6
三、氧化铝基烤瓷 …… 7
四、粉浆涂塑全瓷材料 …… 8
五、高纯铝瓷 …… 9
六、镁基核瓷 …… 10
第四节 铸造陶瓷 …… 10
一、铸造玻璃陶瓷 …… 10
二、热压铸瓷材料 …… 11
第二章 全瓷修复美学、色度学原理和应用 …… 14
一、光色原理与色彩术语 …… 14

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、色彩的生理和心理功能 …… 16
三、标准的颜色标定系统 …… 19
四、天然牙的色彩特点 …… 20
五、颜色测量的方法 …… 21
六、临床比色技术 …… 22

第三章 瓷嵌体修复技术 …… 28

第一节 概述 …… 28
第二节 全瓷嵌体 …… 31
一、适应证和禁忌证 …… 31
二、临床操作技术 …… 31
第三节 全瓷高嵌体 …… 34
一、适应证 …… 35
二、临床操作技术 …… 35
三、瓷嵌体(高嵌体)与金属嵌体牙体预备的区别 …… 37

第四章 瓷贴面 …… 39

第一节 历史回顾 …… 39
一、直接贴面 …… 39
二、间接树脂贴面 …… 40
三、瓷贴面 …… 40
四、瓷贴面与树脂贴面的比较 …… 41
第二节 瓷贴面的特点 …… 41
一、瓷贴面的优点 …… 42
二、瓷贴面的不足 …… 42
三、适应证 …… 43
四、禁忌证 …… 44
第三节 牙科陶瓷技术 …… 44
一、瓷的增强方法 …… 45
二、影响黏结耐久性的因素 …… 47
三、瓷修复体的使用寿命 …… 47

第四节　牙体预备 …… 47
一、牙体预备的合理性 …… 48
二、牙体预备步骤 …… 49
三、牙体预备的评价 …… 55
第五节　印模与暂时修复 …… 56
一、印模技术 …… 58
二、暂时修复 …… 59
三、颜色的选择 …… 60
第六节　技工室技术 …… 61
一、医技交流 …… 61
二、耐火包埋技术 …… 61
三、铂金箔技术 …… 63
四、瓷粉的运用 …… 64
五、磨光和塑形 …… 65
六、上釉 …… 65
七、贴面在主模型上的修整和安放 …… 66
八、酸蚀 …… 66
第七节　特殊效果和特征染色 …… 67
一、变色牙的瓷粉筑塑 …… 67
二、牙体缺损（Ⅳ型） …… 69
第八节　贴面的就位 …… 69
一、试戴 …… 69
二、贴面就位步骤 …… 73
三、患者指导 …… 75

第五章　纤维桩和陶瓷桩在全瓷修复中的应用 …… 76

第一节　纤维桩 …… 76
一、纤维桩的概念和应用范围 …… 76
二、纤维桩的性能 …… 77
三、纤维桩与金属桩的比较 …… 80
四、纤维桩的临床应用 …… 81
第二节　陶瓷桩 …… 85

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

一、氧化锆陶瓷的应力诱导相变增韧机制 …… 86
二、氧化锆桩的性能 …… 87
三、氧化锆陶瓷桩与纤维桩的比较 …… 88
四、氧化锆桩的临床应用 …… 89
第三节　桩冠黏结的影响因素 …… 90
一、根管充填材料 …… 90
二、黏结前根管壁牙本质的处理 …… 91
三、黏结剂的种类 …… 91
四、黏结剂的厚度 …… 92
五、黏结方法 …… 92

第六章　全瓷冠桥的临床应用 …… 93

第一节　概述 …… 93
一、全瓷冠的性能特点 …… 93
二、全瓷冠的适应证及禁忌证 …… 94
第二节　全瓷冠的设计和牙体预备要求 …… 94
一、全瓷冠的设计 …… 94
二、全瓷冠的牙体预备 …… 97
第三节　比色及暂时修复 …… 100
一、全瓷冠的比色 …… 100
二、暂时性修复体 …… 100
第四节　常用全瓷体系的技工室技术 …… 103
一、热压铸瓷 …… 103
二、玻璃渗透氧化铝陶瓷 …… 108
第五节　全瓷冠的试戴与黏结 …… 115
一、试戴 …… 115
二、修复体的黏结 …… 116
第六节　常见并发症的预防及临床处理 …… 116
一、继发龋及预防 …… 116
二、牙髓损伤的预防及处理 …… 117
三、牙龈损伤的预防及处理 …… 118
四、崩瓷 …… 119

第七章　全瓷修复体的黏结 …… 121
第一节　黏结对全瓷修复的意义 …… 121
一、黏结的基本理论 …… 121
二、黏结的意义 …… 122
三、树脂类黏结剂的应用 …… 123
第二节　全瓷黏结材料 …… 125
一、全瓷修复对口腔黏结材料的要求 …… 125
二、树脂类黏结材料的组成 …… 128
三、全瓷修复黏结材料 …… 130
四、光固化装置的选择 …… 135
第三节　基牙的黏结 …… 137
一、牙釉质的黏结 …… 138
二、牙本质的黏结 …… 140
三、牙体黏结技术的进展 …… 142
四、激光对牙体的表面处理 …… 143
五、暂时黏固对牙体黏结的影响 …… 144
第四节　陶瓷的黏结 …… 145
一、表面处理 …… 146
二、各类陶瓷的黏结 …… 151
三、陶瓷黏结技术的发展方向 …… 155
第五节　黏结的临床操作技术 …… 156
一、黏结前准备工作 …… 156
二、就位和黏结 …… 157

第八章　计算机辅助设计和计算机辅助制造(CAD/CAM)技术在全瓷修复中的应用 …… 163
第一节　概述 …… 163
一、CAD/CAM 在口腔医学中的应用 …… 163
二、CAD/CAM 系统组成 …… 164
三、CAD/CAM 系统的优势与不足 …… 165
第二节　CAD/CAM 全瓷修复系统 …… 166
一、CEREC 系统 …… 166

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、Kavo Everest 系统 …… 173
三、泽康(Cercon)系统 …… 179
四、Procera 系统 …… 180
五、Sopha/Duret 系统 …… 182
六、Celay 系统 …… 183
七、其他 CAD/CAM 全瓷修复系统 …… 184
八、展望 …… 186
第三节 CAD/CAM 可切削陶瓷材料 …… 187
一、发展史 …… 187
二、可切削陶瓷材料 …… 187

参考文献 …… 191

第一章 全瓷修复材料和系统演变

第一节 口腔陶瓷材料

一、概念及发展史

陶瓷(ceramic)一词过去是陶瓷与瓷器的总称,现泛指无机非金属材料经过高温处理后形成的多晶聚合体。

据出土的古陶瓷文物分析,陶瓷的历史可以追溯到 9 000 年以前。早期的陶瓷只是陶器,人们用泥土做原料,以树木燃烧获得温度使之烧结,得到一定强度、多孔和透气的制品。随着含铝成分较高的瓷土及高岭土原料的应用、高温技术的发展和釉的发明,产生了陶器到瓷器的第一个台阶的发展,这一阶段在中国出现了著名的唐三彩和邢窑白釉瓷。进入 20 世纪,出现了一系列不同于硅酸盐化合物的陶瓷材料,如以氧化物、氮化物、硅化物、硼化物等制成的陶瓷材料,进而由传统陶瓷发展到先进陶瓷。这一阶段的先进陶瓷无论从原料、显微结构中体现的晶粒、晶界、气孔、缺陷等,在尺度上都处于微米级水平,因此,又称为微米先进陶瓷或精细陶瓷(fine ceramics)。

牙科陶瓷的发展正是伴随工业陶瓷技术的发展而逐渐走向成熟的。1744 年,法国的 Duchanteau 首先将陶瓷用于口腔医学,由于陶瓷具有极佳的生物相容性、优良的耐腐蚀性和耐磨损性,尤其是其独特的美学性能是金属材料和其他高分子材料所无法比拟的,相继涌现了多种口腔陶瓷及相应的修复技术。1820 年,Lindere 将陶瓷用于充填修复;1880 年,Rollins 采用型片法进行了陶瓷嵌体修复的初步尝试;1886 年,Land 制作出第一个瓷甲冠;1895 年 Christensen 制作高熔陶瓷和 1899 年 Jenkins 制作低熔陶瓷获得成功,将陶瓷审美修复推进了一大步。但是,由

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

于牙科陶瓷的脆性大、强度差，多少年来一直限制了其应用。直到 1960 年，人们初步解决了金属陶瓷相互匹配后，陶瓷修复才进入了一个新的阶段。1962 年，Weinstein 等发明了陶瓷熔附金属技术，将金属基底结构的强度和瓷的美学性能有机地结合在一起，制作出具有一定美学效果的金瓷修复体，这一成熟的技术目前已在口腔临床修复体的制作中得到了广泛的应用。为了进一步扩大陶瓷的应用范围，1965 年，Mclean 在陶瓷粉中加入了的氧化铝混合烧结，提高了陶瓷的强度，使陶瓷材料应用日趋广泛，同期，口腔种植陶瓷也得到了迅速的发展。1969 年的多晶氧化铝陶瓷、1975 年的 $CaO-P_2O_5$ 玻璃陶瓷、1978 年的羟基磷灰石陶瓷相继研制成功，促进了口腔修复的发展。20 世纪 80 年代至今，人们逐步推出了氧化锆陶瓷、降解陶瓷、陶瓷基复合材料以及纳米口腔材料等，使口腔修复迈进了一个飞速发展的时期。

二、口腔陶瓷的分类

口腔陶瓷的分类有多种方法，常用的有根据熔点、应用或材料性质等分类。

1. 按熔点分类

(1) 高熔陶瓷(high fusing ceramic)：熔点 1 315～1 370℃。

(2) 中熔陶瓷(medium fusing ceramic)：熔点 1 090～1 260℃。

(3) 低熔陶瓷(low fusing ceramic)：熔点 870～1 060℃。

(4) 超低熔陶瓷(ultra low fusing ceramic)：熔点<870℃。

高熔和中熔陶瓷粉多用于制作人工牙；低熔和超低熔陶瓷粉用于制作烤瓷全冠修复体；超低熔陶瓷粉主要用于钛合金的熔附。

2. 按应用分类

(1) 烤瓷修复材料(porcelain)。

(2) 全瓷修复材料(all-ceramic material)。

(3) 陶瓷人工牙(ceramic teeth)。

(4) 陶瓷种植体(implant ceramic)。

3. 按临床使用部位分类

(1) 植入体内的陶瓷。

(2) 非植入体内的陶瓷。

4. 按性质可分为单纯陶瓷和陶瓷复合基材料等

三、口腔陶瓷的基本结构及性能

1. 组成

陶瓷材料主要由玻璃相及其包绕的晶体相组成。

(1) 玻璃相：为非晶态结构的低熔点固体，作用是充填晶粒间隙，黏结晶粒，提高陶瓷材料的致密程度、降低烧结温度、改善工艺等。玻璃相含量的增加将增加陶瓷的透明性，但会相应降低陶瓷的抗裂纹扩展能力。

(2) 晶体相：主要是立方晶系、四方晶系和六方晶系。全瓷材料的晶相主要有氧化铝(Al_2O_3)、长石($KAlSi_3O_8$)、白榴石($KAlSi_2O_5$)、云母($KMg_{2.5}Si_4O_{10}F_2$)和镁铝尖晶石($MgAl_2O_4$)等。晶体相的性质及数量不同，陶瓷的机械性能和光学性能也会发生改变，晶相含量的提高有助于提高陶瓷材料的机械性能。

(3) 气相：除晶体相和玻璃相外，陶瓷中还含气孔，又称之为气相。大部分气孔是在加工过程中形成的，有些气孔可通过特殊工艺方法获得。陶瓷中所含的气孔率、气孔尺寸分布和气孔形态对陶瓷的性能也有明显影响。

2. 结合键

陶瓷材料的结合键包括离子键、共价键和混合键。

(1) 离子键：以正负离子间的静电作用力为结合力，无方向性，键的强度较高，金属氧化物主要是离子键结合。

(2) 共价键：有方向性和饱和性，键强度高，并具有稳定的结构，故陶瓷的熔点高、硬度高、脆性大、热膨胀系数小。

(3) 混合键：既有离子键结合又有共价键结合，口腔陶瓷材料大多为混合键结合。

3. 口腔陶瓷的性能

口腔陶瓷的性能与其组成、晶体结构、陶瓷粉的粒度、气孔及杂质等因素有关。

(1) 物理性能：陶瓷烧结后体积收缩量大是一个不利的地方，这会影响修复体的精度，因此在烧结过程中应采取必要的措施加以补偿。口腔陶瓷色泽美观，具有一定的透明性和半透明性，是一种极具美学特性的口腔材料，但其美学性能会受到陶瓷材料颗粒种类、大小及气孔多少的影响：如陶瓷材料中石英含量越多，透明性越差；白榴石和长石越多，透明性则越好；另外，材料中气孔越多，透明性也越差，然而如果陶瓷颗粒过细、气孔较小，陶瓷变得非常致密，此时陶瓷晶体颗粒间的接触面增大，在光的散射作用下透明度反而会降低。

(2) 机械性能：陶瓷材料的硬度与耐磨度均非常高，努氏硬度可达 4 600 兆帕，耐磨性能与牙釉质相似，但抗拉伸强度、弯曲强度和抗冲击强度较差，因而质地较脆。

(3) 化学性能：口腔陶瓷材料是口腔材料中化学性能最稳定的材料，可长期在口腔环境中耐受各种食物、唾液、酶及微生物的化学作用而不发生变化。

(4) 生物性能：口腔陶瓷具有良好的生物相容性，对人体无毒、无刺激，具有

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

良好的生物安全性。

第二节　口腔全瓷材料

一、概念及发展史

烤瓷(Porcelain)修复是指在口腔修复治疗时，直接采用各种粉状瓷料经过烧结加工制作全瓷或金属烤瓷修复体的一种工艺过程。一般将用于制作烤瓷修复体的粉状瓷料称为烤瓷材料(porcelain material)。为了克服传统烤瓷材料本身强度不足和脆性大的缺陷，1962 年 Weinstein 等人发明了烤瓷熔附金属(porcelain-fused-to-metal，PFM)工艺，这种技术是在金属底层表面熔附一种性能相匹配的瓷料，使修复体兼具陶瓷和金属的优点，目前已成为临床应用最普遍的修复体制作技术之一。然而，由于烤瓷附熔金属修复体的基底结构是不透光的金属，光线不能在基底结构中传导，直接影响了饰面瓷的透光性，使制作的修复体缺乏自然牙的活力，同时，烤瓷合金中的金属离子不仅能使瓷修复体产生褪色，而且部分患者对金属有过敏反应，这些因素的存在促使了无金属底层结构的全瓷系统的研制。

全瓷修复材料是指用于制作全瓷冠、瓷嵌体、瓷贴面等无金属美学修复体陶瓷材料的总称。1886 年，Land 制作出第一个瓷甲冠，1965 年，Mclean 介绍了氧化铝全瓷冠的制作，但由于这些材料本身弯曲强度低，烧结收缩大，尤其是不能用于制作后牙冠及复杂修复体，从而限制了临床应用。20 世纪 80 年代至今，人们采用多种方法增韧和强化牙科用陶瓷材料，大量新的全瓷体系相继被发明和改进，陶瓷的机械性能都获得了很大提高，全瓷修复体才开始在临床上真正得以推广。

二、全瓷材料的分类

全瓷材料同样有多种分类方法，如根据主要成分的不同可划分为硅酸盐基陶瓷、氧化铝基陶瓷和氧化锆基陶瓷等；根据技工加工工艺的不同又可分为烧结全瓷材料、铸造陶瓷材料、粉浆涂塑全瓷材料和可切削加工性陶瓷材料等。目前，大多数全瓷修复材料仍是在传统烤瓷材料和技术的基础上的改进和改性，主要包括以下方面。

1. 烧结全瓷材料(sintered all-ceramic material)

(1) 传统长石质烤瓷全瓷材料。

(2) 白榴石强化长石质烤瓷。

(3) 氧化铝基烤瓷。

(4) 粉浆涂塑全瓷材料(slip-cast all-ceramic material)。

1) 玻璃渗透氧化铝陶瓷。

2) 玻璃渗透尖晶石陶瓷。

3) 玻璃渗透氧化锆陶瓷。

(5) 高纯氧化铝陶瓷。

(6) 镁基核瓷。

2. 铸造陶瓷(castable ceramic material)

(1) 铸造玻璃陶瓷:

1) 云母系铸造陶瓷。

2) 磷酸钙系铸造陶瓷。

(2) 热压铸瓷材料(heat-pressed all-ceramic materials):

1) 白榴石注射成型玻璃陶瓷。

2) 焦硅酸锂注射成型玻璃陶瓷。

3) 尖晶石注射成型晶核陶瓷。

3. 可切削加工性陶瓷(machining ceramic material)

(1) 长石质可切削陶瓷。

(2) 可切削玻璃陶瓷。

(3) 可切削氧化铝陶瓷。

(4) 可切削氧化锆陶瓷。

为便于理解,“可切削加工性陶瓷材料”内容将于本书第八章论述。

第三节　烧结全瓷材料

一、传统长石质烤瓷全瓷材料

1886 年,Land 用抛光铂箔作底衬,借助于大气烤炉烧成了烤瓷全冠,为此曾获得专利。这种方法很快被使用在牙科临床上以制作全瓷罩冠,其烧成的瓷冠在色泽上接近于天然牙色,因而在美观上它无疑是修复牙科的一个大进展。用于制作全瓷罩冠的烤瓷材料是以长石和二氧化硅为基本成分组成的玻璃态陶瓷材料,又称为传统烤瓷材料(traditional dental porcelain)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 组成

(1) 长石(feldspar)：是传统烤瓷材料的主要成分，主要采用天然钾长石($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6H_2O$)或钠长石($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6H_2O$)或二者的混合物。长石融化后形成玻璃基质(glass matrix)。不同金属氧化物与钾长石在高温(1 250～1 500℃)下烧结后，可生成白榴石(leucite)($K_2O_3 \cdot AlO_3 \cdot 4SiO_2$硅酸铝钾)结晶及玻璃相，使材料软化并产生流动，故也叫白榴石烤瓷(leucite porcelain)。玻璃相的软化可使瓷粉颗粒结合在一起，并使石英和白陶土紧密结合。

(2) 石英(quartz)：主要成分为二氧化硅(silicon dioxide, SiO_2)，熔点约1 800℃。它在烧结过程中不发生变化，呈细晶体颗粒悬浮在玻璃相中，作为增强剂，增加材料的强度。因石英的折光率(为1.55)较大，会在不连续的界面上产生光散射，从而降低了烤瓷的透明度。

(3) 助熔剂(flux)：在烤瓷材料烧结中起助熔作用。主要成分是碳酸钠、碳酸钾及碳酸钙等。助熔剂可降低陶瓷的熔融温度，减少陶瓷的孔隙。

2. 性能

传统长石质烤瓷材料的许多物理机械性能与牙釉质相似，其压缩强度为345兆帕，低于牙釉质(400兆帕)；弯曲强度(55兆帕)和弹性模量为(83千兆帕)，与牙釉质(84千兆帕)相似；线性膨胀系数为每开尔文12×10^{-6}，也与牙釉质(每开尔文11.4×10^{-6})相似。烧结后的烤瓷材料硬度为400(布氏硬度)接近于牙釉质的硬度(布氏硬度300)，且耐磨性与牙釉质相当。

传统长石质烤瓷材料色泽美观，化学性能稳定，生物相容性良好，能长期耐受口腔环境的唾液和微生物的作用不发生变化。

3. 应用现状

随后的大量研究发现，单纯用传统烤瓷材料制作的修复体有质脆易折等缺点，无法保证长期的修复效果。到20世纪50年代末，这种采用传统烤瓷工艺制作的全瓷罩冠已逐渐被烤瓷熔附金属全冠(PFM冠)和铝瓷冠所代替。

二、白榴石增强长石质烤瓷

白榴石增强长石质烤瓷(leucite-reinforced feldspathic porcelain)是以白榴石作为增强相的长石质烤瓷，其中加入45%体积分数的四方晶系白榴石。代表商品为Optec HSP，其性能类似于氧化铝陶瓷，因白榴石晶体可阻止裂纹的扩展，其晶体均匀分散于长石形成的玻璃相中，其弯曲强度(140兆帕)及压缩强度(104兆帕)增加。白榴石结晶较玻璃基质具有较高的线胀系数，前者线胀系数为每开尔文$20\times10^{-6}\sim\times10^{-6}$，后者为每开尔文$8\times10^{-6}$，造成白榴石结晶与玻璃基质在冷却收缩上有较大差异，两者之间的不匹配造成在冷却时白榴石晶体周围的玻璃基质中产

生切向压缩应力，使玻璃在冷却时处于压缩状态，因而增强了其强度。该切向压缩应力的存在，对裂纹起到偏转作用，并增强了较弱玻璃相抗裂纹扩展的能力。

修复体的制作同传统的长石质烤瓷及氧化铝质烤瓷，它不用作核冠，在耐火代型上直接烧烤制作，可用于前牙冠和贴面，以及嵌体、高嵌体及受压力小的后牙冠。因仅有一较小的不透明层（核），故修复体比氧化铝质烤瓷冠及玻璃浸渗氧化铝瓷冠更透明。其微晶化程度、强度高于烤瓷修复体中的长石质烤瓷，但因烤瓷烧结收缩，修复体的边缘适合性稍差，在后牙区，折断的可能性增高。

三、氧化铝基烤瓷

氧化铝基烤瓷是在长石质烤瓷的基础上发展而来的。

1965 年，Mclean 首先将铝瓷用于牙科，在传统长石质瓷中加入 40%～50%粒径小于 20 微米的氧化铝晶体，形成核铝瓷（商品名 Vitadur-N）从而提高了烤瓷材料的强度。

氧化铝质烤瓷由以下外层材料和高强度的内层材料组成。

1. 核心部材料

含有 40%～50%（质量分数）、粒度＜30 微米的氧化铝晶体，烧结温度为 1 050℃。其透明性差，只能用于制作全瓷冠的核心部分及烤瓷罩冠的内层。

2. 外层材料

分为体瓷料（body porcelain）和釉瓷料（enamel porcelain），一般烧结温度 900～950℃。体瓷料和釉瓷料中含氧化铝结晶体，但含量少于核心部材料。

氧化铝基烤瓷的机械强度明显高于长石质烤瓷，压缩强度可达 148 兆帕，弯曲强度 118 兆帕，弹性模量 123 千兆帕，线胀系数每开尔文 5.6×10^{-6}。

修复体制作技术上，主要采用铂箔技术（Pt foil technique）成形，首先将铂薄片置于代型上，摩擦压迫使之与代型密合，然后在铂箔上电镀一薄层锡，再于炉中氧化成连续的氧化锡膜，在该膜上烧结氧化铝质烤瓷，上饰面瓷，完成修复体的制作。

1973 年，Southan 和 Jorgensen 第一次在耐火代型上直接烧烤铝瓷，Hi-Ceram 铝瓷核冠诞生。该技术克服了在铂箔上烧烤时的困难，提高了瓷甲冠的强度和边缘适合性，并可用于嵌体制作。其化学性能与传统的铝瓷相似，氧化铝含量更高（超过 50%），具有较好的操作性能和遮色性能，其抗弯强度和剪切强度可分别达到 140～180 兆帕和 145 兆帕。1983 年，Cerestore 铝瓷冠问世，它是采用一种收缩极小的铝瓷材料经石蜡注塑形成内冠，再经高温烧烤，此时体积发生膨胀可补偿烤瓷材料的烧结收缩。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

四、粉浆涂塑全瓷材料

粉浆涂塑全瓷材料是烧结全瓷材料的一个特殊种类。传统氧化铝烤瓷和 Hi-Ceram 铝瓷材料中虽然添加了一定比例的氧化铝颗粒，但数量有限，铝瓷中仍有大量玻璃基质，晶粒并没有起到很好的增强铝瓷机械强度的作用，因而其强度不高。1988 年，法国 Sadoun 研制出一种与传统铝瓷完全不同的铝瓷增强技术——粉浆涂塑玻璃渗透铝瓷(slip casting glass-infiltrated aluminous ceramic)核冠技术，又称玻璃渗透氧化铝核瓷(glass-infiltrated alumina core material)。1989 年，Vita 公司进一步改进后将其以商品名 In-Ceram 推出，In-Ceram 技术(图 1－1、图 1－2)是采用粉浆涂塑(slip-casting)技术成形，在耐火代型上将液状烤瓷粉浆涂塑，耐火代型上的孔隙能够经毛细管作用虹吸粉浆中的水分，使涂塑体致密，形成冠核，之后将其连同耐火代型一起于高温下烧结，通过烧结使烤瓷粉粒表面初步熔接，形成一个稳定的立体网络结构。随后再于高温下使熔融的玻璃经毛细管作用渗入瓷粉颗粒之间的孔隙中，形成网状交联结构。最终修复体孔隙变小，形成相互渗透相复合体，使材料具有良好的物理机械性能，并使陶瓷由不透光变为透光，由单色变为牙本质色。玻璃渗透氧化铝陶瓷中氧化铝的含量约为 72%，高于铝瓷(50%)，其强度可达 450 兆帕，是目前临床应用较为广泛的一种牙科全瓷修复材料。

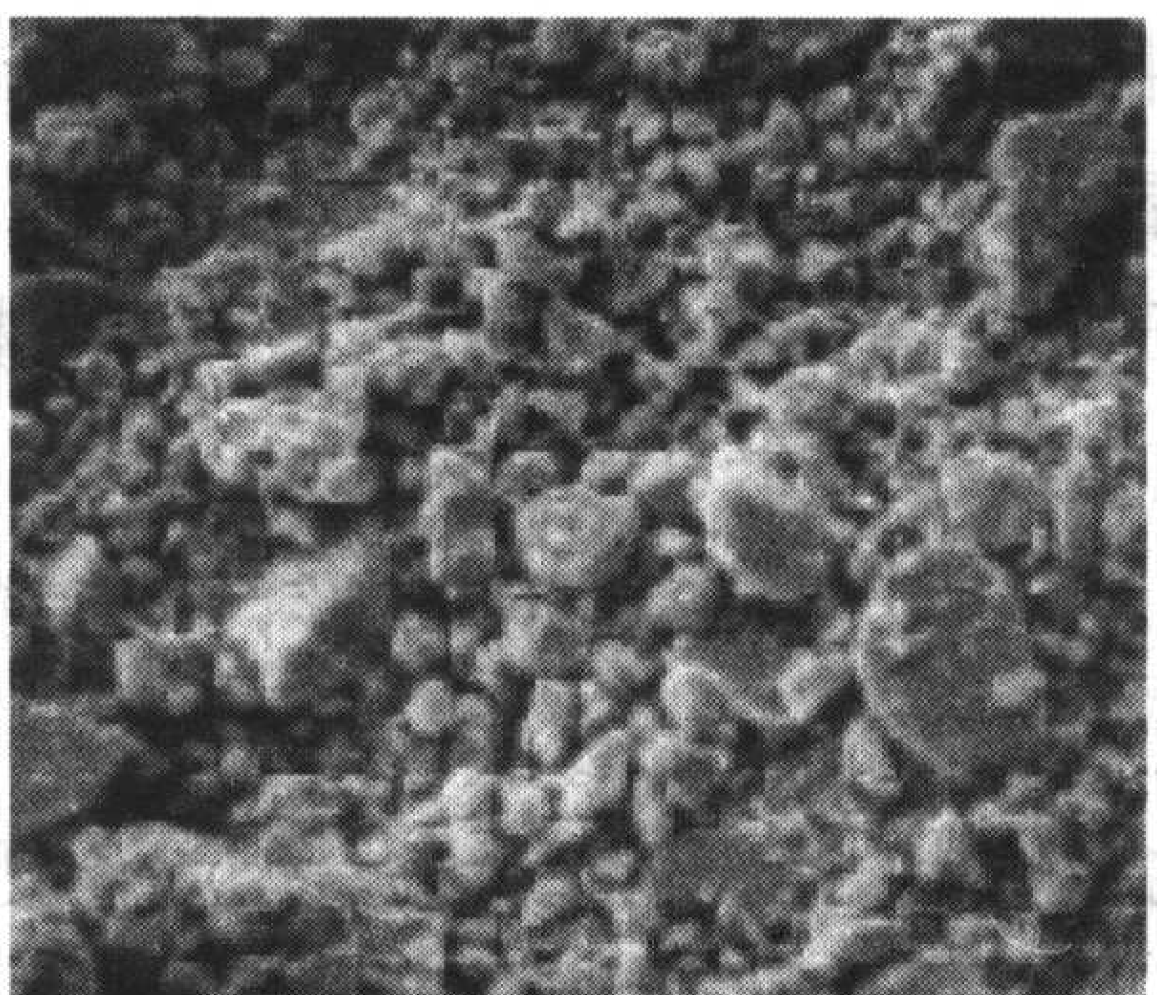


图 1－1
玻璃渗透氧化铝陶瓷粉体结构

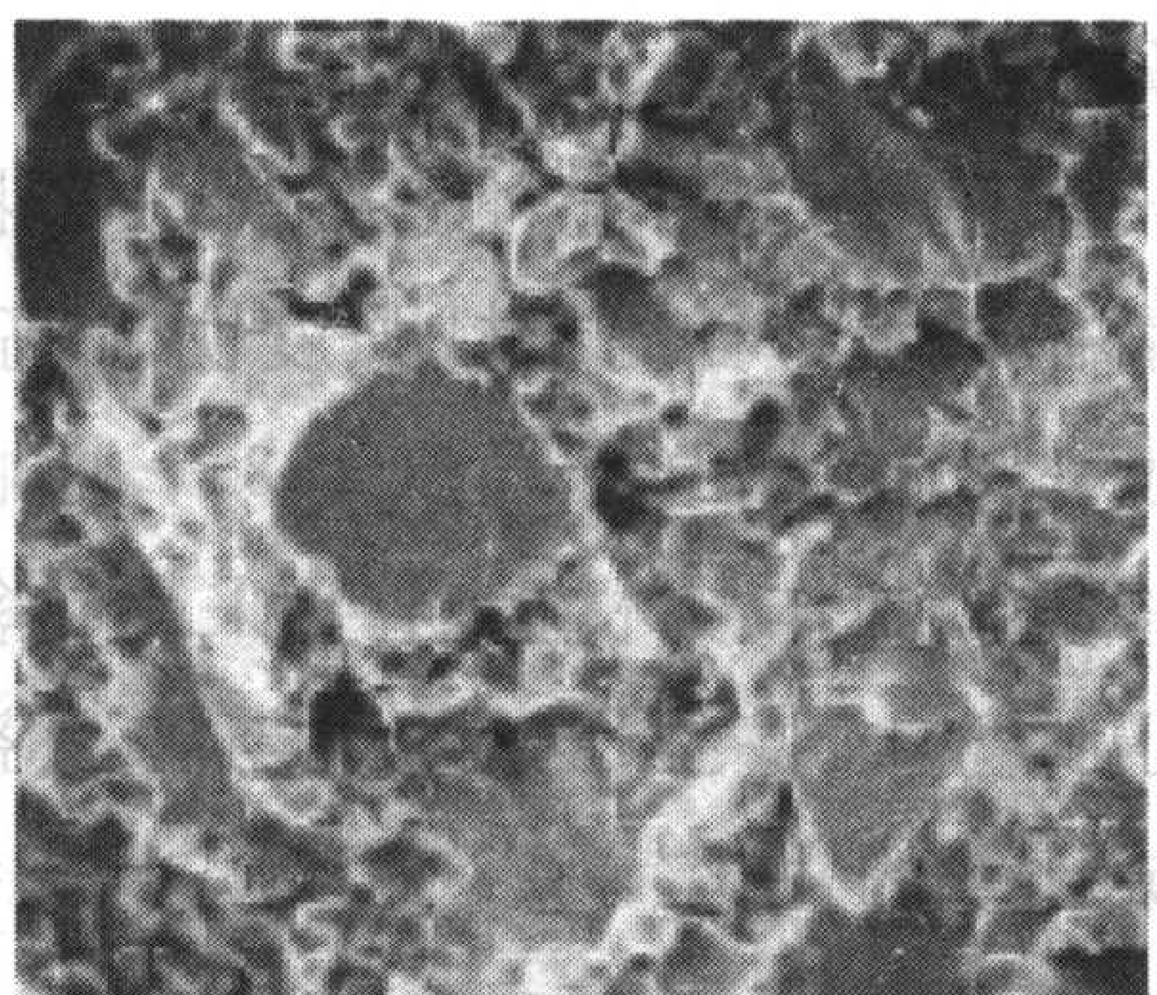


图 1－2　玻璃渗透氧化铝陶瓷经玻璃渗透后的结构

近年来，国内在该领域取得长足的进步，巢永烈等人成功研制出 GI－Ⅰ和 GI－Ⅱ型粉浆涂塑铝瓷核冠系列；上海医疗器械股份有限公司齿科材料厂开发的高强度牙科陶瓷(商品名王冠)配合日本松风公司的饰面瓷在临床上也取得了较好的效果；中国科学院工程研究所经过多年的研究还成功地开发了具有自主知识

产权的玻璃渗透全瓷产品,包括氧化铝/玻璃材料和氧化锆/玻璃材料。

粉浆涂塑全瓷材料主要包括德国维他公司的玻璃渗透氧化铝陶瓷(代表产品 In-Ceram Alumina)、玻璃渗透尖晶石陶瓷(代表产品 In-Ceram Spinell)和玻璃渗透锆尖晶石陶瓷(代表产品 In-Ceram Zirconia),其主要性能如下。

1. 美学特性

相对于传统的烤瓷熔附金属修复体可明显改善光反射性能,并且陶瓷底层有半透明性而使色泽更自然逼真。其中 In-Ceram Spinell 的透光效果最好,In-Ceram Zirconia 的透光效果最低,In-Ceram Alumina 的光学性能位于中间。

2. 机械性能

In-Ceram 最突出的性能是修复体底层陶瓷的强度较高,是其他几种硅酸盐基全瓷系统(如 Dicor,Cerestore,IPS-Empress 等)的 2～6 倍,基本解决了以往全瓷材料强度低的问题,不仅可以制作嵌体、前后牙冠,还可以作为前后牙桥的修复材料。

3. 生物相容性

没有暴露的金属边缘,消除了金属离子的溶解,不会引起牙龈的刺激、过敏和染色等问题,低的热力传导也有助于防止受热发生反应,避免牙髓激惹或炎症。

4. 边缘适合性

In-Ceram 体系的粉末组成和烧结温度使陶瓷粉末颗粒在烧结时仅初步熔接,烧成后收缩极小,完全可以被代型材料膨胀所代偿,因而边缘适合性良好。In-Ceram 嵌体的边缘适合性在 35～50 微米之间,In-Ceram Alumina 单冠边缘适合性在(18.6±8.1)～(44.5±14.5)微米之间,桥的适合性为(58±38)微米,远低于 100～120 微米的临床可接受阈值。

5. 低成本

成本相对日益上涨的贵金属价格低,病人满意度高,性价比佳。

6. 临床成功率高

粉浆涂塑技术陶瓷的高强度大大提高了全瓷修复体的临床成功率。Levy 等报道玻璃渗透氧化铝陶瓷前牙冠失败率仅为 0.01%,前牙桥为 1%,较其他全瓷系统(单冠)的失败率低。Probster 等报道 28 个玻璃渗透氧化铝陶瓷前牙冠,68 个后牙冠使用 2～4.5 年内未见底层冠破损折裂。也有报道 4 年内玻璃渗透氧化铝陶瓷的前牙桥生存率达到 98%、后牙桥 80.2%,8 年内玻璃渗透氧化锆陶瓷前牙桥生存率高达 100%、后牙桥 97.5%。

五、高纯铝瓷

高纯铝瓷(high-purity alumina ceramic)通常是指氧化铝含量大于 95%的陶

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

瓷。尽管玻璃渗透氧化铝陶瓷底层由氧化铝烧结而成，但经玻璃渗透复合后的渗透铝瓷氧化铝含量也仅为70%～80%，渗透铝瓷中玻璃基质的含量仍高达20%～30%，如果能进一步提高氧化铝的含量，并解决好其加工烧烤工艺，铝瓷的强度还可望提高更多。基于此，1993 年 Andersson 和 Oden 发明了一种致密烧结的高纯铝瓷核冠(Dense-sintered, high-purity alumina coping)，商品名 Procera AllCeram。该技术采用纯度大于 99.9%的高纯 Al_2O_3 微粉(粒径 4 微米)经干压技术(dry pressing technique)成形后在高温下行致密烧结，烧结温度 1 550℃，保温时间 1 小时。致密烧结后密度达 3.94 克/立方厘米，为理论密度的 99%。挠曲强度达 601～687 兆帕，烧结线收缩率为 15%～20%，此收缩通过计算机设计精密预先放大代型及素坯尺寸予以补偿，计算机辅助加工复制技术(procera copy milling machine)完成。

六、镁基核瓷

镁基核瓷(magnesia core porcelain)的成分基本同上述的氧化铝基烤瓷，只是由镁代替了铝，玻璃基质中含 40%～60%的微晶氧化镁，因此强度明显提高。烧结后未上釉的镁核瓷的弯曲强度与铝瓷核冠接近可达 131 兆帕，上釉后压缩强度可达 269 兆帕。可能是上釉后因釉料浸渗入表面孔隙中，釉料与核瓷材料再反应并进一步微晶化；还可能是因为釉料的膨胀率低于镁瓷核材料，在上釉后因釉料浸渗入孔隙中，使表面层处于压力状态，修复体断裂前需先克服此应力而增加了强度。该烤瓷材料适合于制作大多数前牙冠。因不需金属核，故较金属烤瓷修复体美观。上釉后可进一步增强强度，但不能用于桥体制作。

第四节 铸造陶瓷

一、铸造玻璃陶瓷

铸造玻璃陶瓷是一种结晶化的玻璃，又称为微晶玻璃(microcrystal glass)，它在最初熔化铸造成型时呈一种非结晶结构体的玻璃态，当通过特定的温度进行结晶化热处理(crystsllization heat treatment)后才发生瓷化，随着玻璃中的成核及结晶生长，原有玻璃态结构丧失，形成玻璃相与结晶相同时存在的玻璃陶瓷。铸造玻璃陶瓷在高温熔化后具有良好的流动性，可采用失蜡铸造(lost-wax casting)法制成各种所需形状的修复体。1972 年，Grossman 报道了用玻璃陶瓷经熔化、铸

造制作牙科嵌体、贴面和冠的修复技术，1984 年，美国 Corning 公司和 Dentsply 公司联合开发使之商品化，命名为 Dicor 陶瓷。随后，临床医生开始利用 Dicor 陶瓷制作基底冠，并在其表面用美学性能较好的长石瓷作饰瓷处理，制作出一种新型的陶瓷全冠——Willisglass crown，这种陶瓷全冠边缘黏结剂的浮出量为 30～60 微米，临床适合性好，但强度和断裂韧性较低，目前应用逐渐减少，已趋于淘汰。

Dicor 系统：即 K_2O-MgF_2-MgO-SiO_2-ZrO_2系列初始玻璃料的基本组成为氧化物 SiO_2 55%～65%，MgO 14%～19%，K_2O 10%～18%，Al_2O_3 0%～2%，F 4%～9%，其他 0%～7%。晶化后主晶相为硅氟云母($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$)，晶体含量 55%。抗弯强度 115～150 兆帕，压缩强度为 828 兆帕，弹性模量为 70 千兆帕，线胀系数每开尔文 7.2×10^{-6}。

Cerapearl 系统：主要组成为 SiO_2 34%，CaO 45%，P_2O_5 15%，MgO 5%，其他 1%主晶相为磷酸钙结晶类。压缩强度为 590 兆帕，拉伸强度为 150 兆帕，弹性模量为 103 千兆帕，线胀系数每开尔文 10.6×10^{-6}。陶瓷组成中的 Al_2O_3 和 SiO_2 可提高陶瓷的强度和硬度；MgO 可提高陶瓷粉熔化后的流动性，减少黏滞性；CaO 和 P_2O_5 可改善材料的生物性能；ZrO_2、P_2O_5 为结晶成核剂，使材料在热处理过程中能在玻璃相中析出结晶相。

铸造玻璃陶瓷的主要性能如下：① 铸造玻璃陶瓷具有较好的物理机械性能，但由于其中含有 55%的晶体相和 45%的玻璃相，晶体形成的强化效果会受到限制，弯曲强度约 152 兆帕，其他物理性能如硬度、热导率、折光率、透明性和半透明性(透明性达 50%)等与天然牙釉质接近。② 在口腔环境中其化学性能稳定，对机体的生物安全性好。③ 采用失蜡铸造技术，修复体具有良好的边缘密合性。④ 对对殆牙的磨损较普通烤瓷修复体少，但此优点会因涂塑长石烤瓷而丧失。⑤ 玻璃陶瓷由于具有变色的特性，美学效果突出，但因不能对修复体本身调色以及黏固剂颜色调整修饰，会影响修复体的美观特性。⑥ 修复体的制作复杂、技术要求高。

铸造陶瓷主要用于全冠、贴面、嵌体及高嵌体的制作。

二、热压铸瓷材料

热压铸瓷材料(heat-pressed castable ceramic)即注射成型玻璃陶瓷(injection-molded glass-ceramic)，是采用注射热压工艺将陶瓷在高温下加压注入型腔制作全瓷修复体的陶瓷。热压铸陶瓷技术首先由苏黎世大学口腔修复材料系在 1983 年研制成功，1987 年，列支敦士登牙科公司(Ivoclar)推出了相应的商品 IPS Empress 应用于临床。目前，已经相继有多种热压铸瓷材料问世，根据瓷块玻璃基质中晶体种类的不同可将其分为白榴石注射成型玻璃陶瓷(leucite Injection-

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

molded glass-ceramic)、焦硅酸锂注射成型玻璃陶瓷(lithium disilicate injection-molded glass-ceramic)及尖晶石注射成型核瓷(spinel injection-molded core material)。

1. 性能

(1) 美学性能：热压铸瓷具有与天然牙相似的光学性能，其微观结构主要有结晶相和残余玻璃，当光线射入修复体后，结晶相使光线发生与天然牙一样的散射现象，同时在深部也能产生乳白色半透明效果(opal 效果)。通过在材料中加入荧光剂的方法可使其颜色更接近天然牙。另外，热压铸瓷的色泽还会部分接受邻牙影响，与邻牙的颜色融为一体，协调一致，又称为“变色龙”效应。

(2) 机械性能：热压铸瓷在内部添加了一种或多种独特的晶状体结构来改变陶瓷的机械性能，增加了陶瓷表面裂纹扩展所需要的能量，同时，压铸形成的陶瓷还能够明显提高瓷的致密度。然而铸瓷是一种脆性材料，受力超过一定的极限就有可能引起材料折裂，因此并不建议用于后牙 3 单位以上的固定义齿。

(3) 生物相容性：热压铸瓷的化学性能十分稳定，无毒性的离子释放，对牙周组织几乎没有任何刺激，不会引起牙龈变色，同时，其表面光洁度高，有很好的自洁作用，因此不易黏附细菌和形成菌斑聚集。

(4) 精度高：热压铸瓷在铸造成形阶段的体积收缩非常小，通过精确调整包埋材料的膨胀比例将使修复体获得极高的精度。

(5) 制作简单、快捷：可以通过饰面技术、染色技术等简单的操作均可以制作出高质量的美学修复体。

2. 白榴石注射成型玻璃陶瓷

代表产品 IPS-Empress(图 1－3)，实质属于为白榴石强化的陶瓷。白榴石含量达 23.6%～41.3%，晶粒 1.5 微米。该产品将预先陶瓷化的玻璃陶瓷块在 1 100℃高温下融化成蜂蜜样黏滞的液体，通过 0.3～0.4 兆帕的压力铸入型腔中形成瓷铸件。

通过热压可以避免瓷体中大孔隙的存在，并可促进玻璃基质中晶相有很好的分散，因此，热压成型后瓷的密度高，晶体粒子小。白榴石晶体作为增强相，分散于玻璃基质中，可有效地预防裂纹扩展，弯曲强度可达 120 兆帕，为传统长石陶瓷的两倍。另外，该系统无需瓷化过程，具有操作简单、省时等优点，可用于制作全瓷冠、嵌体、高嵌体、贴面及固定义齿，但强度仍较其他全瓷材料强度低，且需要专用的设备。

3. 焦硅酸锂注射成型玻璃陶瓷

代表产品 IPS-Empress 2(图 1－4)，其组成类似白榴石基热压成型全瓷材料，主晶相为占 60%体积分数的焦硅酸锂(Li_2SiO_5)长形晶体替代了白榴石，晶体长

0.5～5 微米。热压成型后瓷体的弯曲强度高达 350 兆帕，断裂韧性大，为 3.2 兆帕·米$^{0.5}$，应用范围广，操作容易，可制作多种修复体，如前牙冠、贴面、嵌体、高嵌体及固定义齿。制作的修复体密合度高，边缘适合性好，具有较高的弯曲强度，同时美观性好，容易达到仿真效果，且不需遮色瓷材料。该类陶瓷的耐磨性接近牙釉质，但不透明，在后牙区修复体易折断，且修复体制作需特殊设备。

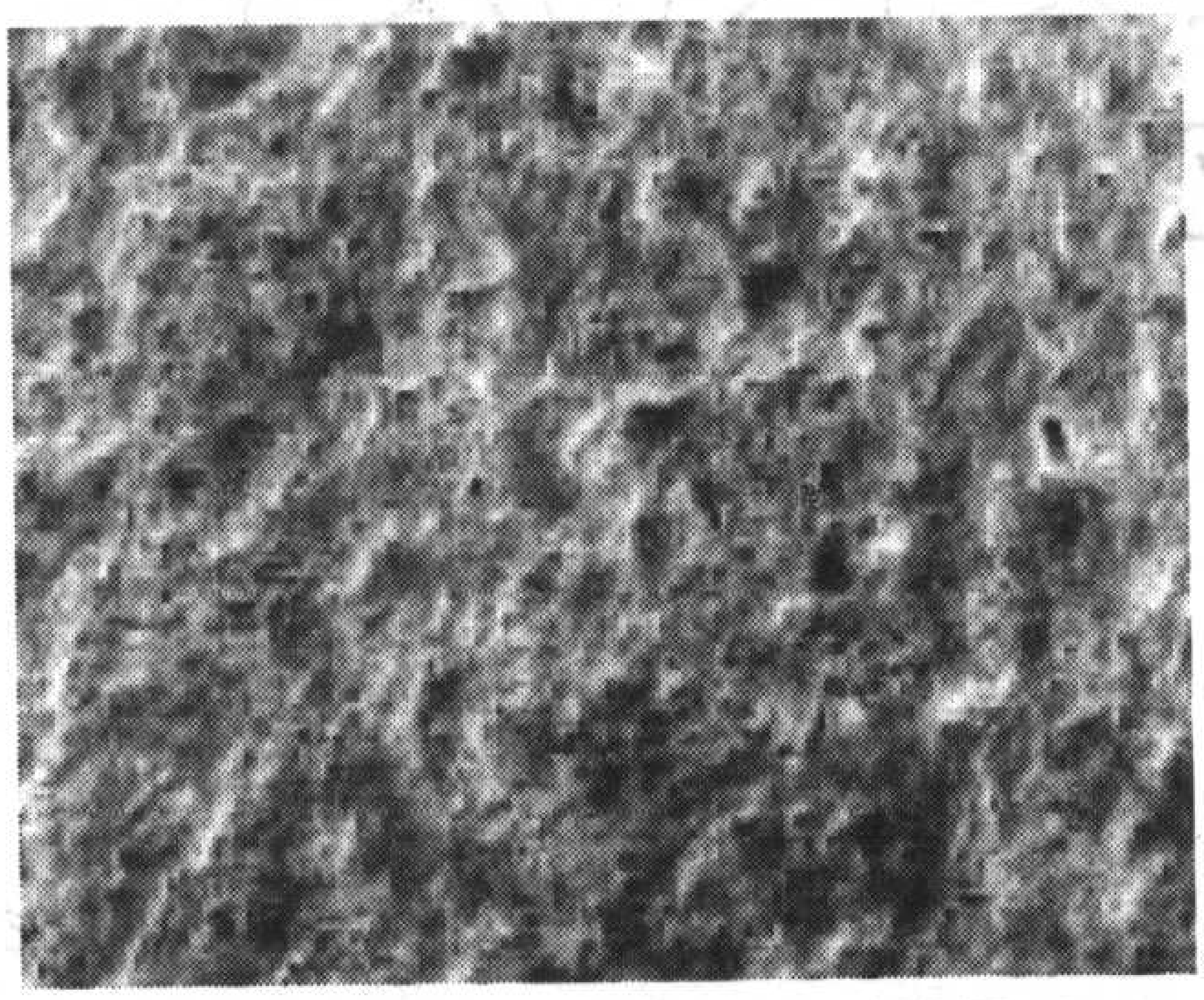


图 1-3　IPS-Empress 陶瓷的结构

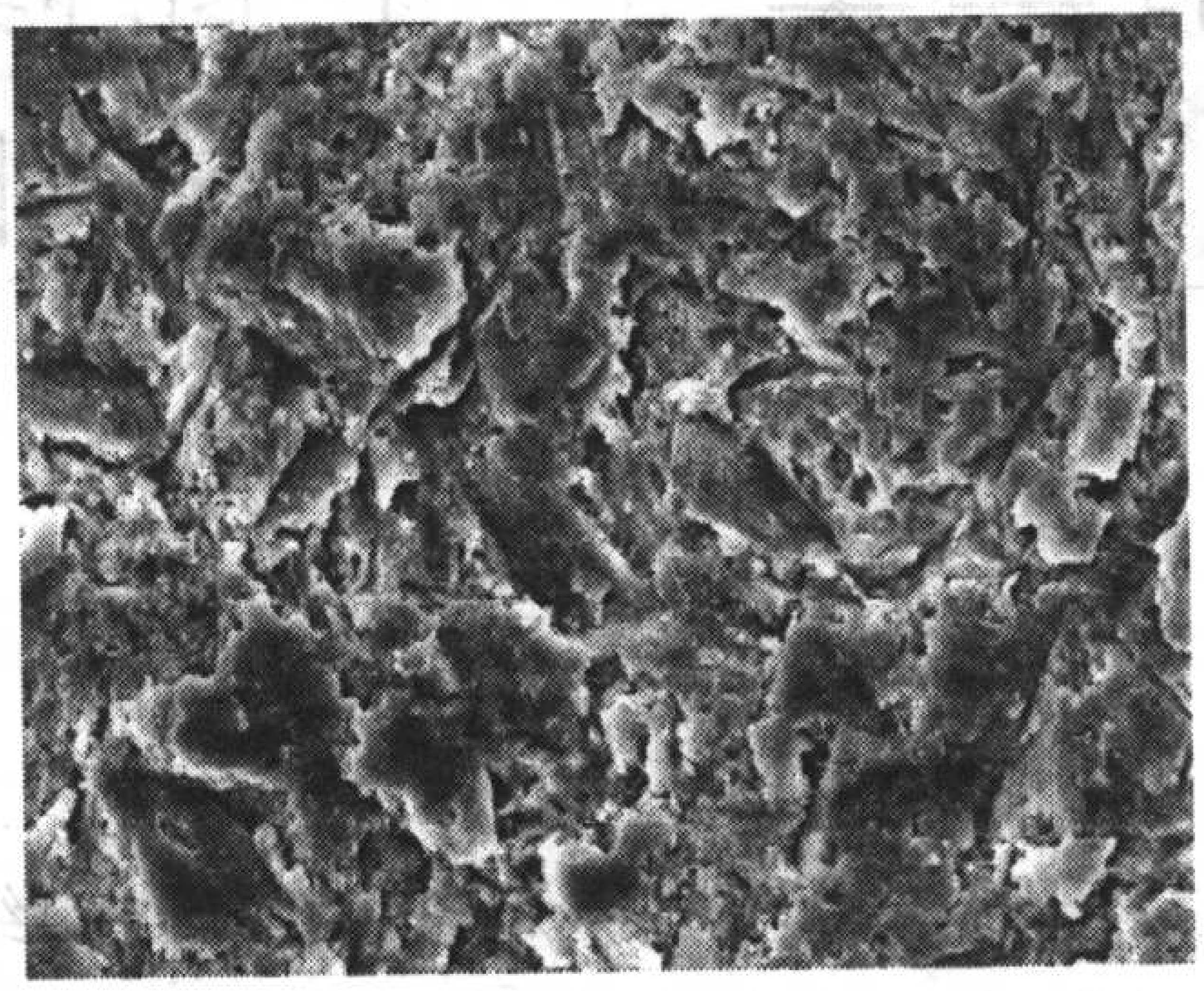


图 1-4　IPS-Empress 2 陶瓷的结构

4. 尖晶石注射成型冠核陶瓷

尖晶石注射成型冠核陶瓷为镁质瓷的一种，1983 年开始用于口腔临床，采用注射成型法制作冠核。其主晶相为铝镁类晶石（$MgAl_2O_4$），在烤瓷粉中含有大量氧化镁粉，氧化镁使陶瓷具有低收缩性能，并且在烧结时与氧化铝反应，从而生成铝镁尖晶石的混合氧化物。该陶瓷强度类似于氧化铝冠核材料，主要用于制作全瓷冠修复体的冠核，因铝镁尖晶石的收缩性低，用该陶瓷制作的修复体边缘适合性好，但制作复杂，价格昂贵。

（钱　敏）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第二章　全瓷修复美学、色度学原理和应用

一、光色原理与色彩术语

1. 光色原理

色彩是一种涉及光、物与视觉的综合现象，没有光就没有色。白天人们能看到五彩缤纷的物体，但在无任何光亮的夜晚只能见到一片漆黑，然而夜里如有灯光照射的地方，我们又能看到物象和色彩了。

人们对于光色之谜的揭示是源于牛顿的实验。1666 年，牛顿进行了著名的色散实验，他在一间黑屋子里，只在窗户上开出一条窄缝，让太阳光射进来，在太阳光通过一个三棱镜后，在对面墙上出现了一条七色组成的光带，七色按红、橙、黄、绿、青、蓝、紫的顺序依次排列，就像彩虹的色彩，七彩光束如果再通过一个三棱镜还能还原成白光，这条七色光带就是太阳光谱。

研究发现光实际上是一种电磁波，是一种客观存在的物质运动形式，但如果没有人眼的作用则无法产生人的色彩感觉。光投射到物体上，有一部分波长的光被吸收，有一部分波长的光则被反射出来刺激人的眼睛，再经过视神经传递到大脑，形成对物体的色彩信息，即人的色彩感觉，可以为人的眼睛所接受并作出反应的特定波长的这段光称为可见光。因此，色彩其实是可见光的作用所导致的视觉现象，可见光刺激眼睛后能引起视觉反应，使人感觉到不同的色彩。能引起人色彩感觉的可见光的波长在 380 纳米到 780 纳米之间（图 2－1）。

2. 色彩术语

(1) 色相、明度、彩度

1) 色相(hue)：即每种色彩的名称，又称色调。在光学中以波长来区分色相，如波长 640～750 纳米为红色。

2) 明度(value)：指色彩的明暗差别或深浅差别。

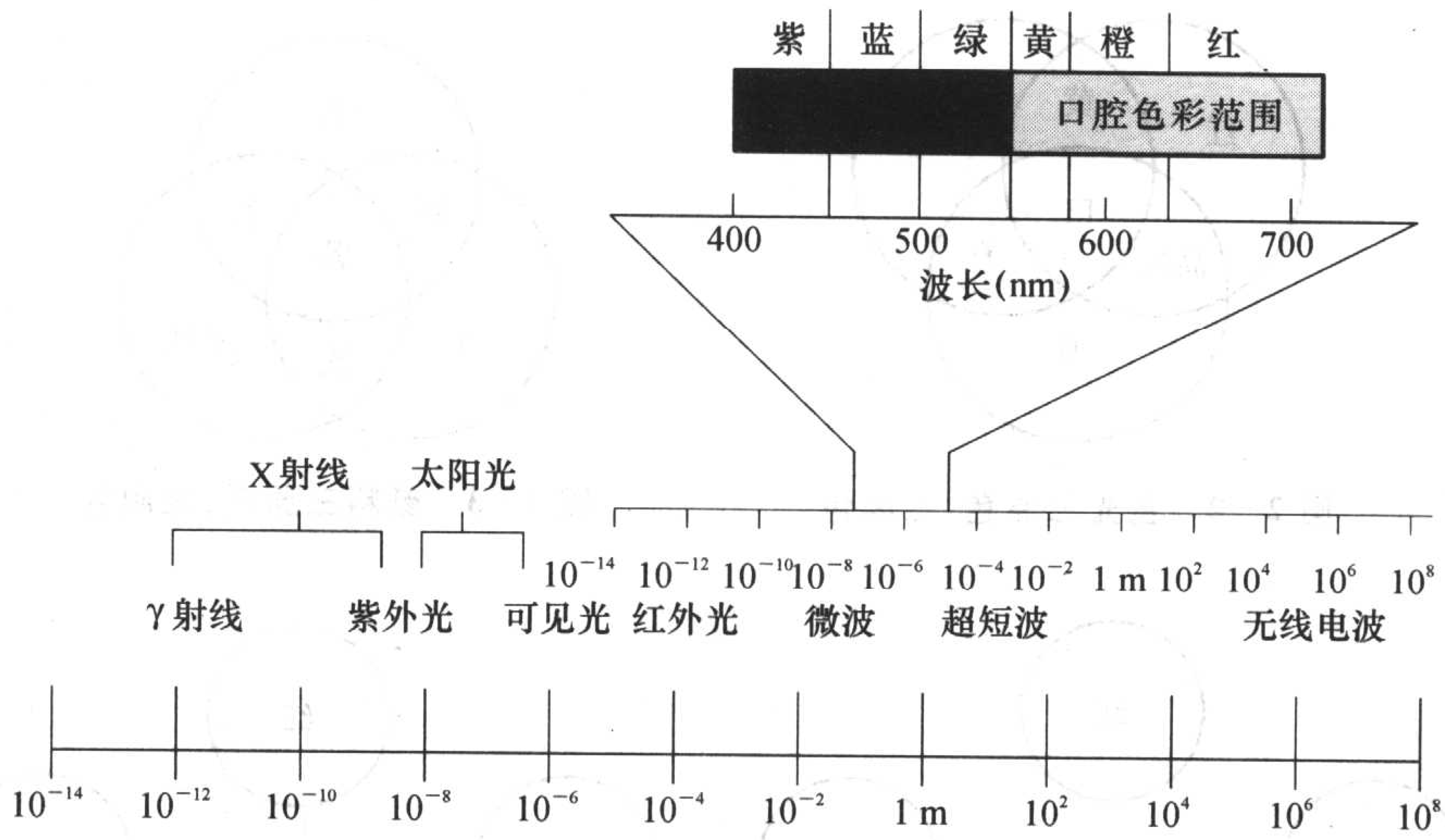


图 2-1 电磁波频谱名称及可见光频谱范围

3) 彩度(chroma):色彩的纯度,也叫饱和度。指各种色彩中包含的各种标准色的成分多少的度数。各种不同的色彩含某一种标准色成分越多,纯度就越高,色彩感就越强。

色彩的色相、明度与纯度是构成众多色彩关系的主要因素,色彩学中将之称为色彩三要素。

(2) 有彩色、无彩色、极色

1) 有彩色:凡带有某一种标准色倾向的色彩称为有彩色。所有的有彩色称为有彩系。

2) 无彩色:黑、白和黑白调出的灰色,本身没有色彩,称为无彩色。所有的无彩色称为无彩系。

3) 极色:无彩色中的黑与白两色称为极色。

(3) 原色、间色、复色

1) 原色:色彩中不能再分解的基本色称为原色。原色能合成出其他色,而其他色不能还原出本来的原色。原色只有三种:色光三原色为红、绿、蓝(图 2-2),可合成出所有的色彩,三者相加得白色光;颜色三原色为品红、黄、青(图 2-3),理论上讲可调配出其他任何色彩,三者相加得黑色。

2) 间色:由两个原色混合得间色,间色也只有三种:色光三间色为品红、黄、青,又称为补色;颜色三间色为橙、绿、紫,也称第二次色。

3) 复色:颜色的两个间色或一种原色与其相应的间色(红与绿、黄与紫、紫与橙)相混合得复色,又称第三次色(图 2-4)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

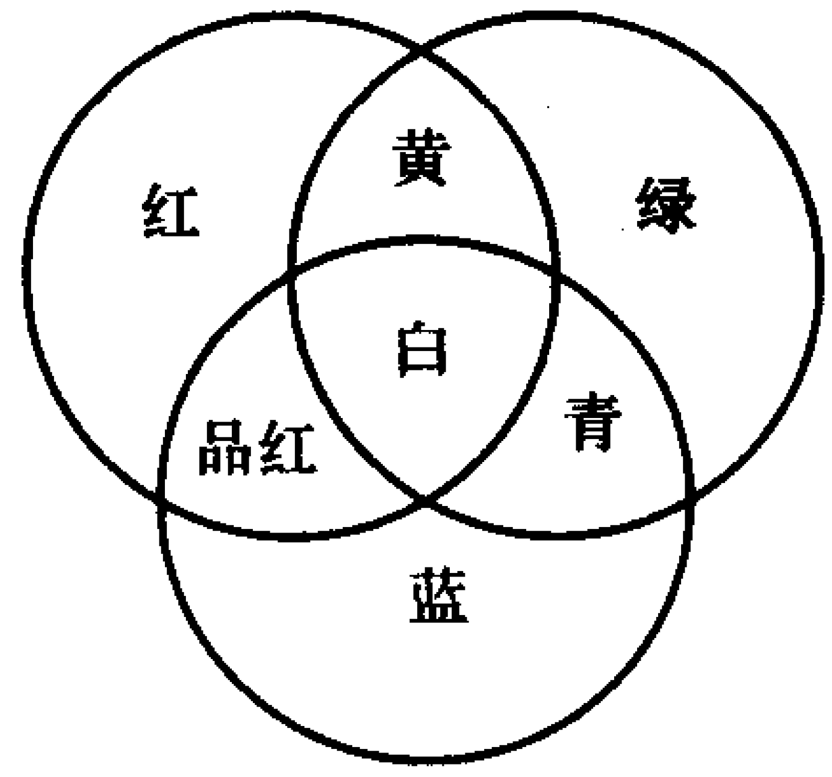


图 2-2　色光三原色、三间色

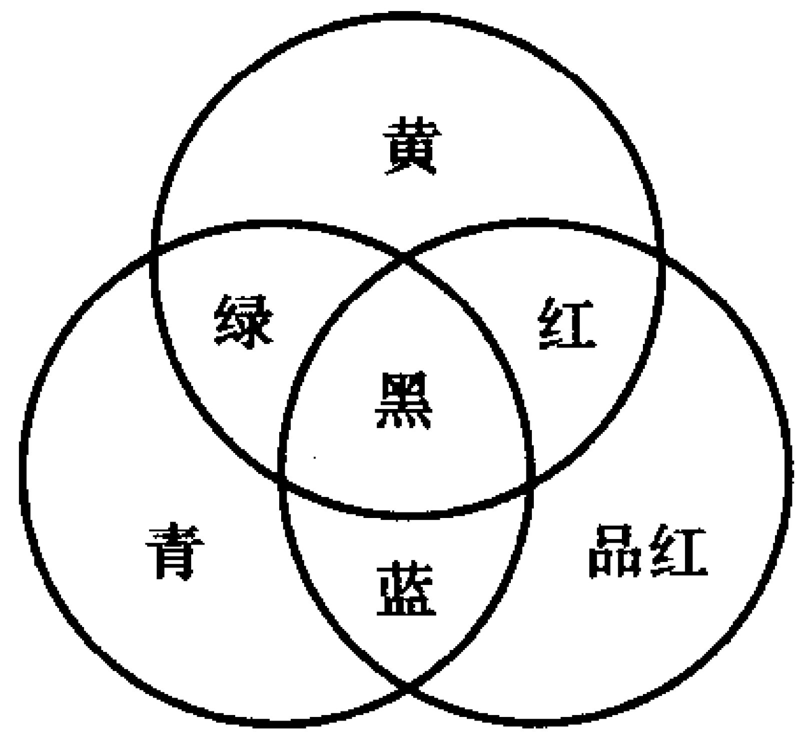
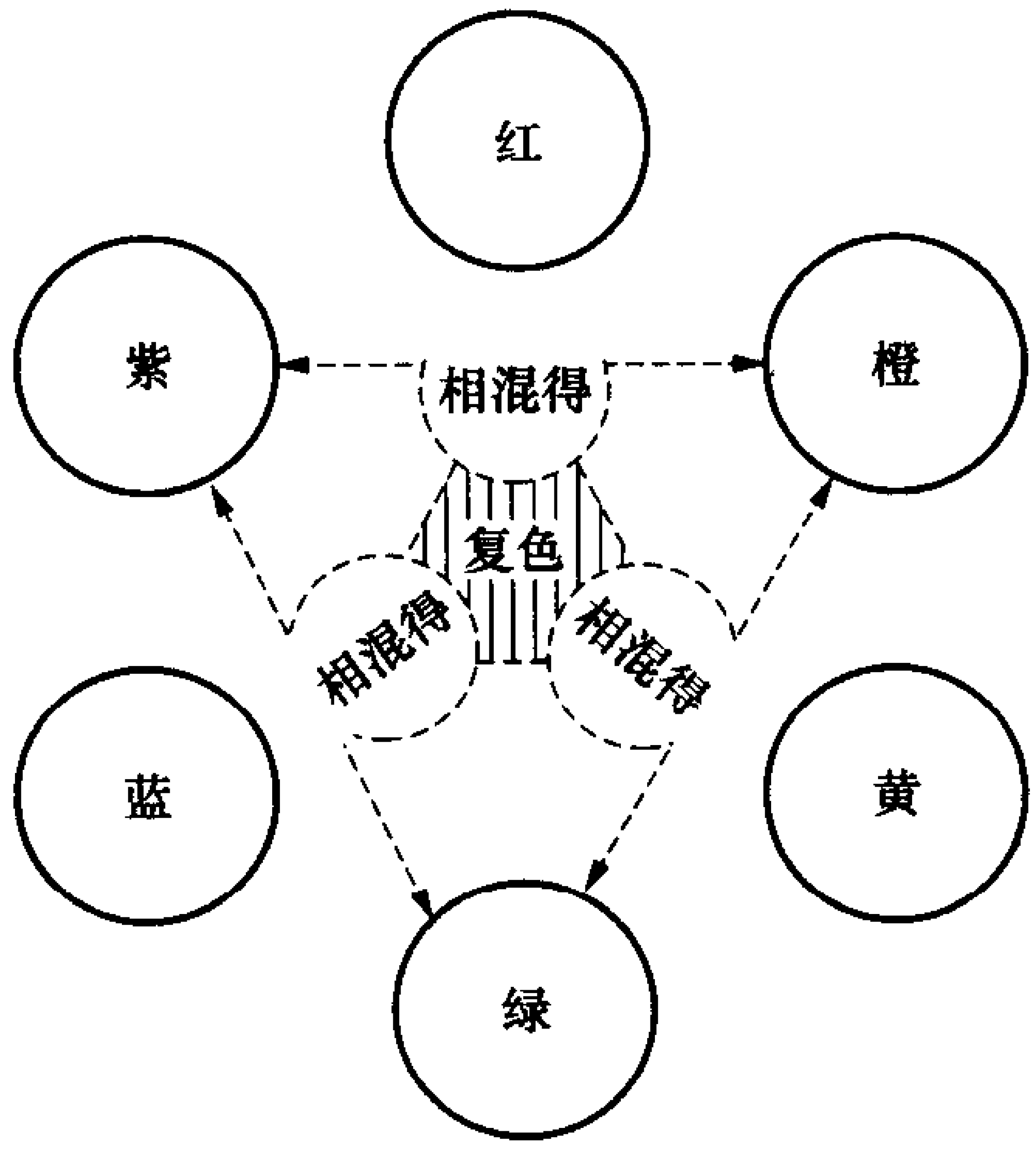
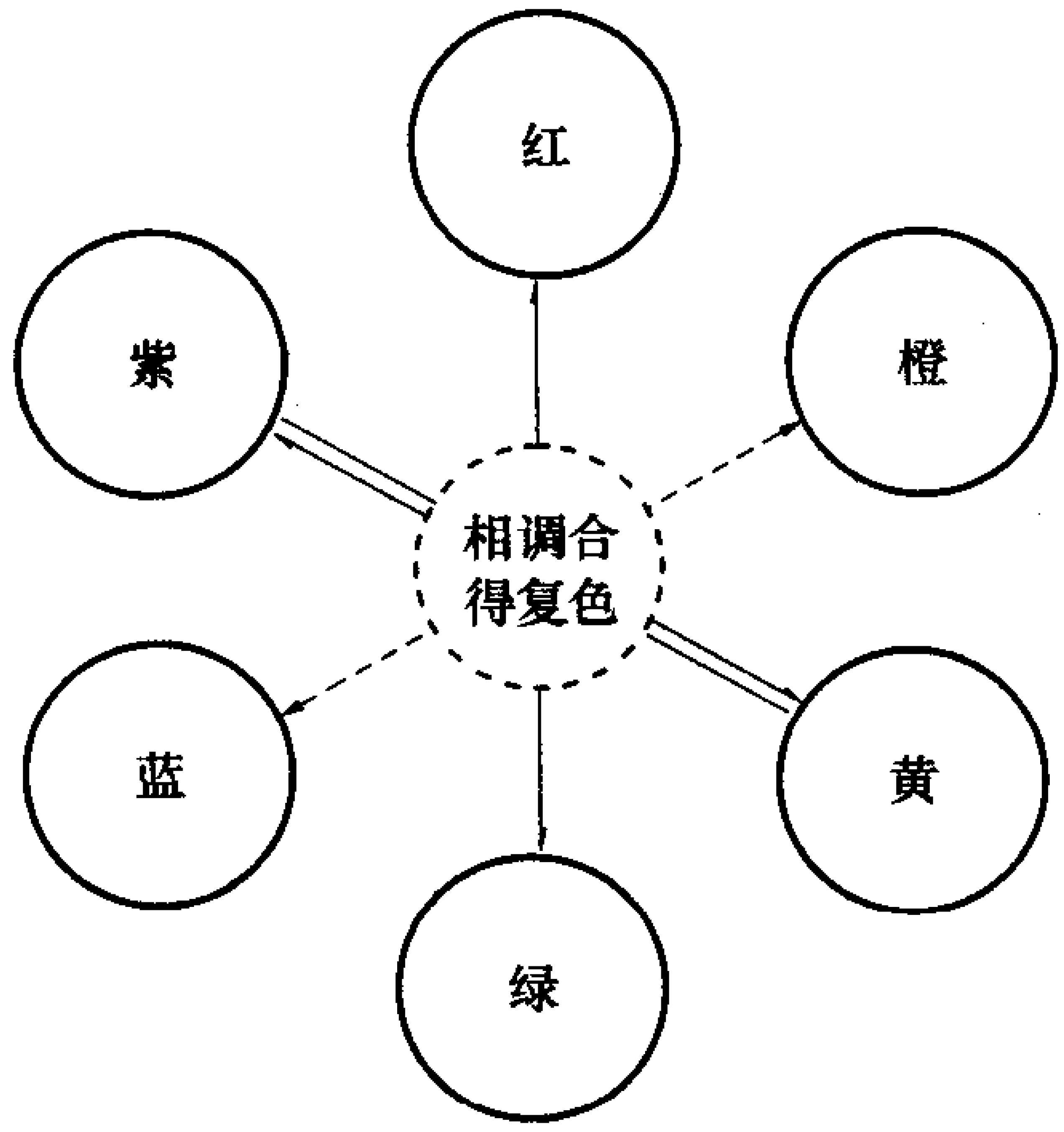


图 2-3　颜料三原色、三间色



两种间色相混示意图



补色相混示意图

图 2-4　复色的产生

二、色彩的生理和心理功能

1. 视觉与有彩视觉

所有的色彩感觉都是建立在人的视觉感官的生理反应基础上的。人的视网膜密布了大量的视觉神经细胞,分为杆体细胞和锥体细胞。眼睛的感光就是视网膜中的杆体细胞和锥体细胞的作用所致,杆体细胞能感受弱光的刺激,但不能分辨颜色,锥体细胞在强光下反应灵敏,具有辨别颜色的功能。人的杆体细胞约有一亿个,锥体细胞约有 650 万个。

黄斑是视网膜中感觉最特殊的部分,稍呈黄色,是锥体细胞和杆体细胞的集中处,位置刚好在通过瞳孔视轴所指的地方,色觉之所以有很大的个体差异与黄斑有很大的关系。黄斑中央有中央凹,该处锥体细胞最密集,也是人视觉最敏锐

的地方。

角膜、晶状体、玻璃体都是屈光介质，光域投射到眼球，经晶状体的折射后传给视网膜，自动聚焦在感光细胞上，这些锥体细胞与杆体细胞把接收到的色彩信号传到神经节细胞，再由视神经传到大脑皮层枕叶视觉中枢的神经，产生色域。

在明光的照射下，为防止过多的光射入眼球内部，眼睛自动地把瞳孔缩小让很少的光射入，聚光成像在视网膜正中央的黄斑上，使黄斑上的锥体细胞兴奋，锥体细胞里的光敏色素发生光化学反应，使大脑得到红、橙、黄、绿、蓝、紫等不同的黑、白、灰的视觉，即为有彩视觉。

光敏色素与感红、感绿、感蓝三种，参加光化学反应，向大脑传去感红、感绿、感蓝的信号。大脑对这些信号及组合作出有彩视觉的反应，过强过弱的光会破坏有彩视觉，适中明亮的光线是有彩视觉形成的条件。

2. 视觉适应和色彩适应

人眼具有一定的适应环境复杂变化的能力，这种功能叫视觉适应。当一个人从亮处走进暗室时，开始看不见任何物体，经过一段时间才恢复视觉，这就是暗适应现象。反之，从暗处走到亮处，在最初也看不清物体，经几秒钟后视觉才恢复正常，这是明适应现象。眼睛的暗适应是由于眼睛的视网膜对光刺激由强到弱的敏感度升高所引起，而明适应是视网膜对光刺激由弱到强的敏感度降低的结果，人眼的暗适应时间比明适应长，暗适应需 3～5 分钟，明适应仅需几秒钟。

当人戴有色眼镜时，刚开始外界的景物都带有镜片的颜色，但过了一段时间后，镜片的颜色会逐渐消失，外界的景物恢复到近似自然的颜色，而一旦摘下有色眼镜，景物的颜色会突然失真，过一会儿又恢复，这种现象称为色彩适应。人眼识别色彩的正确性并不与时间成正比，如果长时间注视某种颜色。其彩度会明显减弱。色彩视觉的最佳时间为 5～10 秒。所以在比色时，必须注意得保持对色彩的第一印象和新鲜感觉，在辨别色彩时要培养敏锐的洞察力。

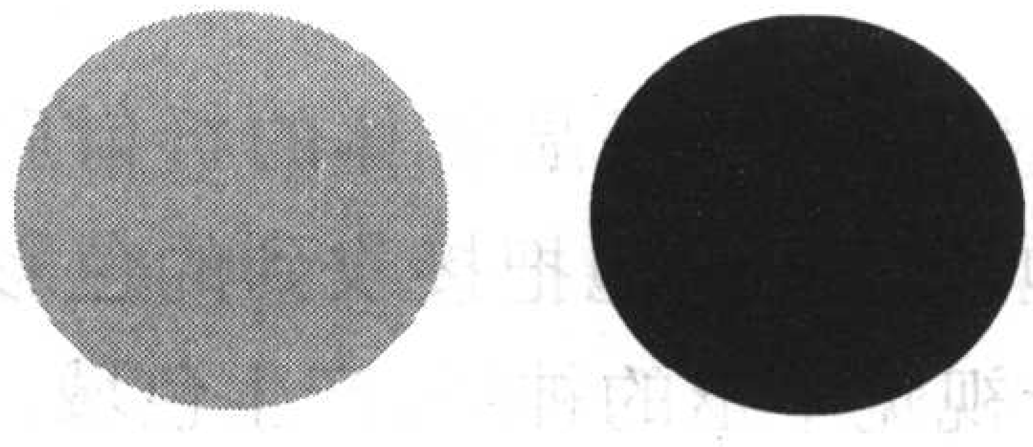
3. 色彩的生理和心理功能

人的色彩感觉可以分为直觉反应和思维反应两个阶段，直觉反应是指几乎无需思考而感觉到的色彩现象，而经过思考得出的色彩判断是思维反应的产物，前者是生理性的，后者是心理性的。

人们对色彩的生理反应往往是下意识的，无需思辨，而对色彩的心理反应，则是直接作用了感觉器官的客观事物整体在人脑的反映。实际上色彩生理与色彩心理是同时交叉进行的，在有一定的生理变化时，就会产生一定的心理活动，而有一定的心理反应时，又会反过来促进一定的生理反应。

(1) 色彩的生理功能：色彩的生理反应主要体现在错似与幻觉，并由此产生直接联想，表现在色彩的膨胀与收缩、前进与后退、冷与暖等方面，主要有：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



两个相同面积的圆，左边颜色较浅而表现出膨胀感，右边则表现为收缩感

图 2-5 圆的胀缩感

1）胀缩感：波长长的暖色光与光度强的色光对眼睛成像的作用较强，是视网膜接收这类色光时产生扩散，成像的边缘线出现模糊带，产生膨胀感。相反，波长短的冷色光或广度弱的色光成像清晰，对比之下有收缩感（图 2-5）。

2）进退感：造成颜色产生前进或后退的感光，是因人眼晶状体对色彩的成像调节所致，波长长的暖色在视网膜上形成内侧映象，波长短的冷色形成外侧映象，进退感是彩度、色相、明度、面积等各种对比造成的错觉现象。暖色、亮色、纯色有前进感，冷色、暗色、灰色有后退感。同等面积的红与绿并置，红有前进感，如在大面积的红底上置一小块绿色，则绿有前进感。

3）轻重感：色彩产生轻重感有直觉的作用，主要还在于联想。如黑色会联想到铁等质重的物体，而白色会联想到铝等轻质量的物质。一般明度高的会感觉轻，透明色比不透明色感觉轻。

4）冷暖感：色彩的冷暖感也主要来自心理联想的结果，如红色会联想到火、太阳，有暖的感觉，蓝色联想到海水、蓝天，有冷的感觉。冷暖色本身是确定的。红、橙、黄是暖色，蓝为冷色，绿与紫为中性色。其冷暖都有相对含义，例如，红、橙、黄虽同为暖色，但黄与红相比就偏冷一点，而黄于蓝相比就偏暖一点。各种颜色本身因彩度不同又有冷暖差异，黑白灰本身虽无色彩，但也有冷暖变化，黑白灰和其他色彩放在一起又会产生不同的冷暖。

（2）色彩的心理功能：色彩的心理功能主要是通过有关联想而形成的。人们的思维与其年龄、经历、性格、民族风格、地理环境、修养等各因素的影响。

1）年龄：儿童多喜欢鲜明的颜色，儿童的服装要比成人的鲜艳亮丽，老人则要喜欢素淡、单一的服色。

2）经历：经验的积累对颜色的准确辨别有很大的帮助，一位资深的口腔修复科医师在比色选色时要比新医师快捷和准确。

3）情绪：白色使人心理安静，同时使人联想干净整洁，因此医院的墙壁、医护人员的工作服大多设计为白色，蓝色具有镇静作用，机舱内壁与座椅大多设计为蓝色，粉红色能使人息怒，降低血压。因此有人将犯人的监舍、高血压病房的墙壁都涂成粉红色。

4）民族风俗：不同的民族对色彩的喜厌是不同的。例如中国婚庆都以红色表示吉利，但西方婚纱服是以白色表示纯洁高尚。在中国以白色来祭奠逝者，而欧洲多用黑色表示哀悼，黄色是中国皇帝的服色，表示高贵，而伊斯兰教则视黄色为死亡之色，将绿色视为生命之色。

5）地理环境：南方地区生活的人对色彩鲜明的服饰更容易接受，而我国西北等地的普通男人穿的衣服以暗色调普遍。世界上不同地区不同国家对色彩的喜好都有各自的特点。

6）修养：对色彩的认识与人们不同的审美修养有很大的关系。色彩理论是客观存在的色彩现象与人们对色彩的主观思维相结合的产物。目前还没有一个统一的审美标准，审美不但受以上诸多因素影响，而且随着时代发展不断变化，每年都会有不同的“流行色”出现。

三、标准的颜色标定系统

1. 色立体

(1) 色立体的基本原理：人们试图以客观的分类把色彩变化标准化，最初出现了“色相环”，它是二维的，虽能反映一定的色彩规律，但不能充分地反映色彩三要素之间的关系。色立体是立体式的能体现色彩三要素变化规律的色标模型，它借助于三维空间来表示色相、明度、彩度的概念。

这样的色彩模型为色彩三要素的变化规律提供了直观的视觉形象，对掌握色彩原理，尤其是对比调和规律的理解有极好的辅助作用。色立体中最具代表性的有奥斯特瓦尔德色立体、孟塞尔色立体、日本色研色标体系(p、c、c、s)。这里主要介绍孟塞尔色立体。

(2) 孟塞尔色立体：孟塞尔是美国画家，孟塞尔色立体 1929 年和 1943 年经美国国家标准局和美国光学会两次修订。目前的最新版本有两套样品：一套有光泽，包括 1 450 块颜色，附有 37 块中性灰色；一套无光泽，包括 1 150 块颜色，附有 32 块中性灰色。孟塞尔色标体系是现在国际上普遍采用的颜色分类和标定法。孟氏色立体的垂直轴分 11 个明度等级，色相环有 10 个主色包括红(R)、黄(Y)、蓝(B)、绿(G)、紫(P)五种主要色相和黄红(YR)、绿黄(GY)、蓝绿(BG)、紫蓝(PB)、红紫(RP)五种中间色相(图 2－6 至图 2－8)。

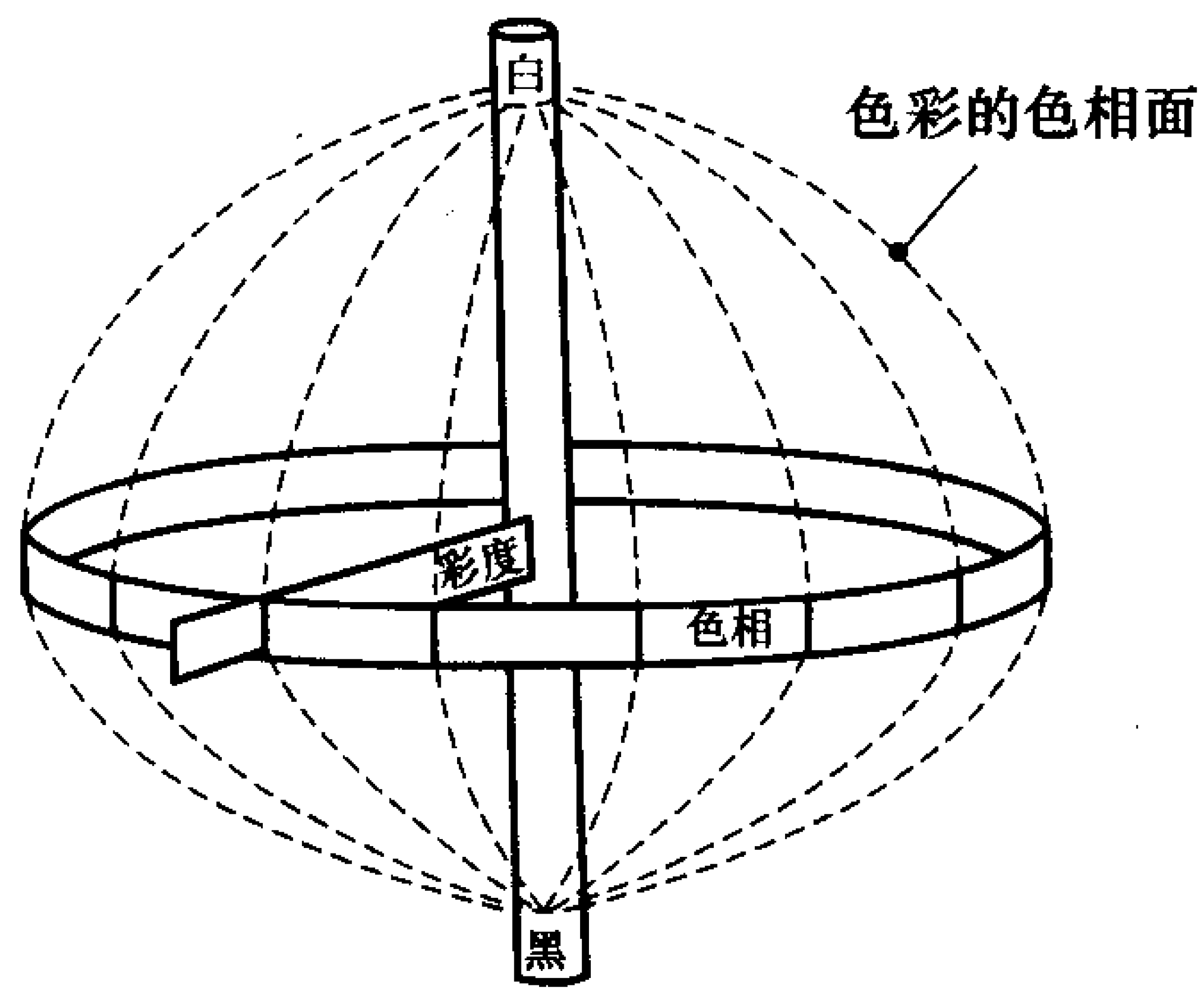


图 2－6　色立体示意图

孟氏色立体的标色方法为色相、明度/彩度，即 HV/C。例如 5YR5/10 即表示色相为黄红色、明度 5、彩度 10。

孟塞尔色立体在环绕着球形中轴的水平圆圈上，排列着明度和彩度都相同的所有色相，一条与水平圆圈垂直相交的线，把明度不同而色相相同的颜色连接起来，一个水平半径，把属于一定色相和明度的颜色的各种彩度组合在一起。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

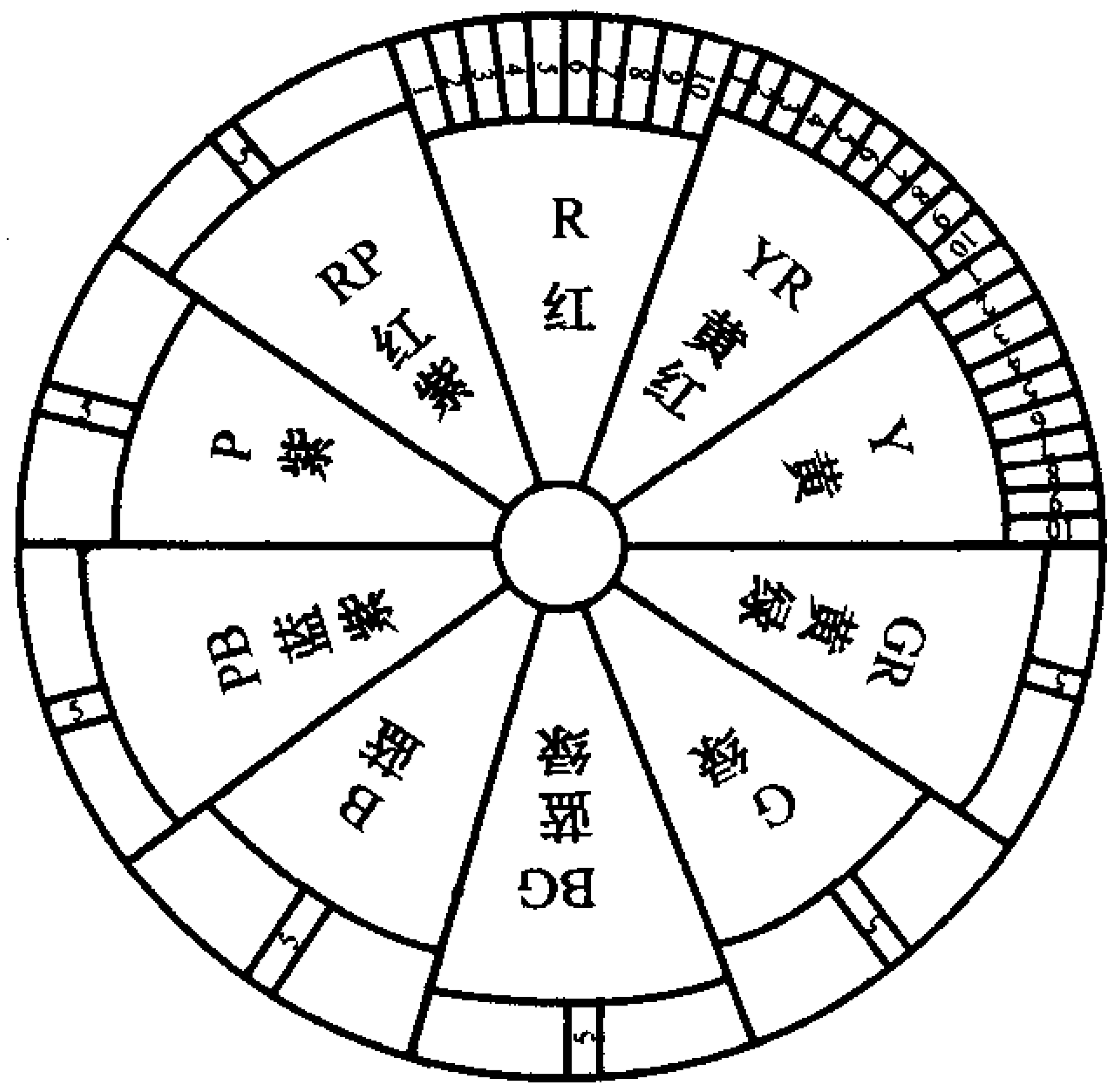


图 2－7　孟氏色立体色相环

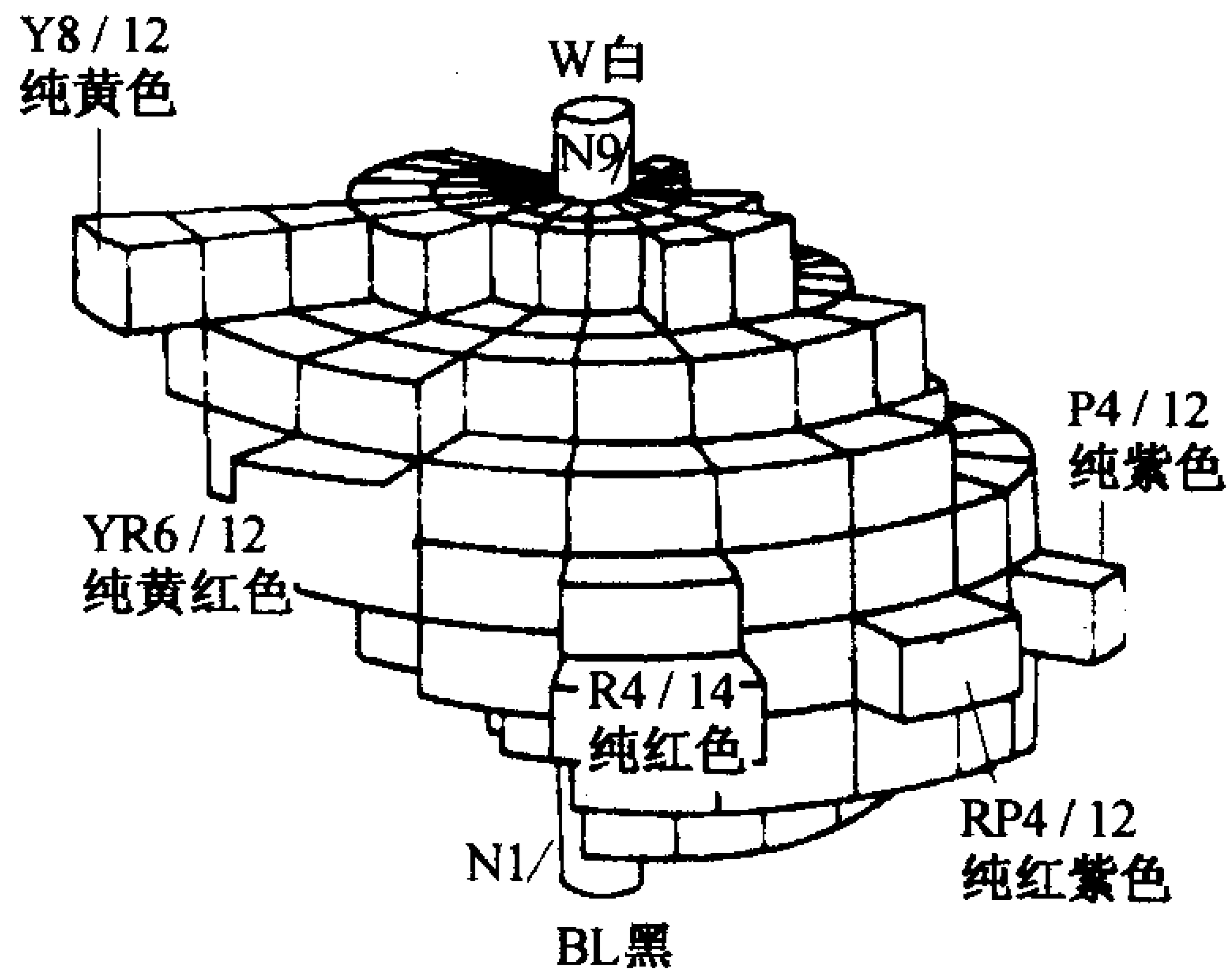


图 2－8　孟塞尔色立体

色立体几乎包括了全部的色彩标样，由此建立的标准化色谱，对于色彩的使用和统一描述提供了极大的方便，只要知道某种色彩标号，就可以在色谱中正确便捷地找到，一些似是而非的色彩的俗称，都能用色立体的记号来表明。

2. 国际照明委员会 $L^*a^*b^*$ 表示色

见图 2－9，是 1976 年国际照明委员会推荐的物体色在知觉上的空间，其中 L^* 代表明度，a^*、b^* 表示色相和彩度。图为 L^*、a^*、b^* 的三维坐标，纵轴 L^* 表示视感明度，明度大者接近白色，明度小者接近黑色。a^* 轴代表红－绿色相，b^* 轴代表黄－蓝色相，其他色相分列其间，原点为无彩色，从原点开始的距离代表彩度两种颜色间的色差值可以按下列公式标出：

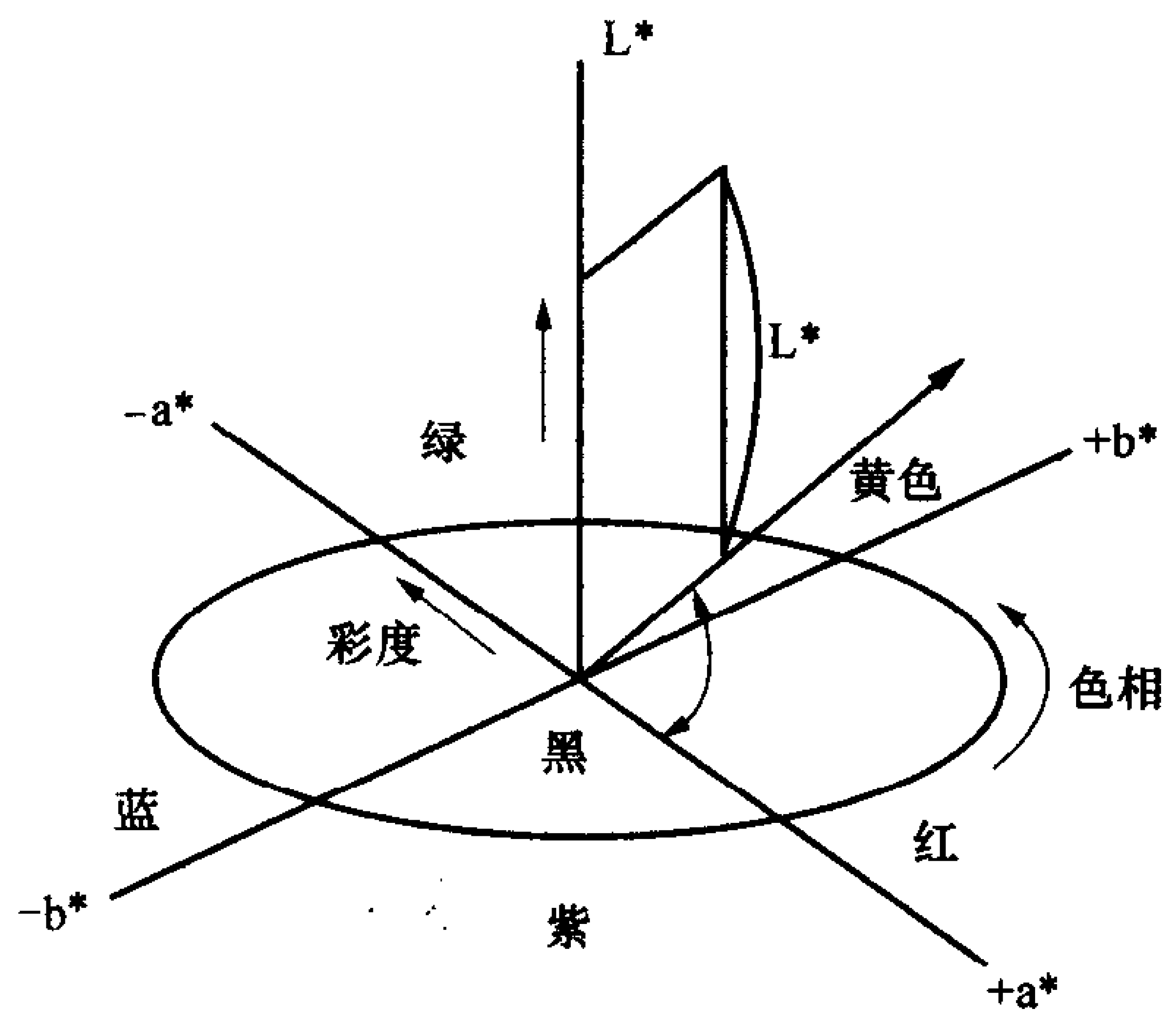


图 2－9　CIE 1976 L^*a^*b 标准色度系统的结构

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

四、天然牙的色彩特点

天然牙的主要色相为黄色，当彩度改变时，色相值相应增加或减少，颜色呈现出黄红色或黄绿色。每颗牙冠的龈 1/3、中 1/3 与切 1/3 的颜色有一定的差异，中 1/3 的颜色通常代表该牙的平均亮度和彩度。随着年龄的增长，牙齿色相逐渐由

黄偏红，彩度有所增强，而明度减低。

郭航研究中国人上颌恒前牙的色彩，发现中切牙和侧切牙颜色相近，尖牙明度略低，颜色偏黄红。牙冠的颈 1/3、中 1/3 和切 1/3 三部分色彩有显著差别，颈部色彩较深，体部和切端色较浅，牙冠中 1/3 色彩值介于颈 1/3 和切 1/3 之间，与平均值最接近，可以代表该牙的牙色。女性及年轻组比男性及年长组牙色明亮，颜色较浅。

五、颜色测量的方法

1. 视觉测色法

视觉比色法与混合等色法是利用标准色卡，通过视觉与试件相比较，从而测定及评价其色度。色卡中主要有 JB 标准色卡，色卡上标记着色度的 3 属性（色相、明度、彩度）。牙科使用的色卡中，医学用标准牙冠色卡共有 125 种颜色。视觉比色法不适用于近似完全镜面的表面。照明所用的光源虽说以北方天空的自然光为宜，但由于易受到天气的影响，多使用色度评价专用光源 D_{65} 及以此为标准的照明装置或色度评价专用荧光灯。该荧光灯由于照度较低，使用时有必要加以提高。作业面的照明条件以 1 000 开尔文以上，均匀且不眩目最为适宜。观察条件为 45 度角观察。比较色度差异时应将观察对象靠近并排放置，并注意调整周围环境颜色。为使用色块的大小感觉相同，多使用无光泽、非荧光性的均匀无彩色背景。色块面积大小应超过 2 度视角。例如，观察者从 50.0 厘米处观察直径 1.7 厘米的试件时视角为 2 度；当试件直径增加到 8.8 厘米时，视角相应变为 10 度。试件越大识别精度越高。有研究者称 10 度视角的判定精度约比 2 度视角时高 3 倍。牙齿的大小有时会小于 1.7 厘米，识别精度则还会降低。

2. 仪器测色法

临床和实验室常用的测定牙齿颜色的仪器有：分光光度测色仪、光谱测量仪、三刺激值测色仪、齿科用颜色分析仪、光纤饱和度扫描仪、摄影-扫描-计算机分析、数码摄影-计算机分析等。但是，根据测色仪器原理，可将仪器测色法大致分为三刺激值测色仪与分光光度测色仪两大类型。

(1) 三刺激值测色仪原理：三刺激值测色仪（tristimlus colorimeter）是使用 3 个与人眼相对应具有大致相同光谱响应度的传感器 x(λ)、y(λ)、z(λ)直接测定试料的三刺激值 X、Y、Z。首先，须对光源的光谱功率分布或物体的光谱反射因素进行测定，然后计算颜色的三刺激值，最后再转换为色度坐标。刺激值直读法由于具有便携、机动性好、使用简便的特性，多用于不透明的汽车表面涂层或墙壁等现场测定。三刺激值测色仪是最简便的方法。但是，用这一方法进行比色存在同色异谱现象。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 分光光度测色仪原理：分光光度测色仪(spectrophometer)是使用多个传感器测定试件表面反射光线各个波长的反射率。将测色结果数值化的同时，还能将反射率曲线化。由于现在的分光测色仪内储藏有各种照明光源的数据，所以还能测定分光辐射亮度、光亮度、相关色温度、色度坐标、偏色判定图、分光反射率、分光透射率(transmittance)等各种数据。在颜色的测定中，以分光测色法占主流。

分光光度计(spectrophotometer)和三刺激值测色仪(tristimulus colorimeter)仍然普遍运用于测色。尽量存在着系统和随机误差，还是有效地测量金瓷修复体的颜色，由于自然牙齿的复杂性(表面曲度、半透明性、颜色等)，使测量时需要 3 毫米的测量头以及固定装置，使得在口内测量就更具有挑战性，尽管如此，人们还是不断地对牙齿颜色在口内进行测量，其准确性和可重复性仍是问题，但 Douglas 认为在口内测量颜色差异更为可靠。

在颜色领域，运用计算机进行比色配色一直是人们所理想，Ishikawa 等逐渐发展了与可适用于口内使用的分光光度计与计算机相连，完成了金瓷样本的颜色再现，结果表明，靶目标与计算机配色的样本之间 CIEL* a* b* 色差在 1 个单位以内，为临床可接受。日本松风株式会社研制的电脑比色仪已推向市场，它是通过量化自然牙所具有的色彩三维结构-色相、色度、明度的数值，准确地将颜色的数字形式传递给技工，并能同时打印出一套制作烤瓷修复体的瓷粉配方。

有学者采用分光光度测色仪测量人工牙及离体牙的反射光谱，发现这种仪器的敏感性较高，能减少同色异谱现象的发生，可以在比色、配色时得到更精确的颜色范围。1985 年，Goodkind 等用带光纤头的饱和度扫描测色仪(chromascan fiberoptic colorimeter)对 100 颗离体牙做了颜色测量，其结果与分光光度测色仪的测量结果相近。

1994 年，日本学者 Ishikawam 报道了一种改良的光纤头非接触式分光光度测色仪(fiber optic noncontact spectrophotometer)的临床应用。该仪器用光纤头汇聚光线，用可动平台对特别区域自动扫描和测量，所得结果显示其色差值 $\Delta E=0.15$，表明它在口内环境中有极高的辨色力。相对于视觉分析而言，仪器测色具有快速、稳定及指标量化的优点，其结果可信度高。口内活体牙色测量的研究工作为测色仪直接应用于口腔临床提供了理论依据。综上所述，无论使用何种类型的测色仪都要把握其特性。必须注意测色结果是特定测色仪器得出的数值，而绝不能将其误认为真正色度值。

六、临床比色技术

比色是口腔修复科制作修复体时的一个重要步骤，如何再现患者与周围牙齿相似逼真的色彩直接影响到修复效果。准确的比色和选色是使修复体取得“以假

乱真”的美观效果的前提。

目前在比色手段上除常用的比色板外，已出现了分光光度测色仪，电脑比色仪等仪器。借助仪器比色结果较客观稳定，重复性好，但无疑需要增加购置成本，由于操作简单，此处不作介绍。

Clark 提出一个能包括所有天然牙颜色的系统约需 800 个颜色，而目前的比色板颜色较少，不能完全代表天然牙的颜色，用于金瓷修复的比色板仅有金属底层，与实际修复体的差异较大。另外，比色时的客观条件也很重要，如光源、背景色等。光源种类、光的摄入量、诊室墙壁、椅子的颜色、患者衣服的颜色及面部化妆、医生比色时的视角等都会影响比色和选色的效果。在比色中，医生的主观因素起着相当重要的作用，尤其是医师的辨色能力。医师的辨色能力又与对色彩理论的了解、审美修养的功底、经验的积累等均有直接的关系。

1. 比色条件

视觉分析借助于颜色标准，采用目测的方法确定天然牙的颜色。但是，天然牙颜色的复杂多变给视觉分析造成一定的困难。Clark 在研究中将牙分为亮色、中等亮色及暗色 3 组，分别观察各组内每一颗牙牙冠的龈 1/3，中 1/3 及切 1/3 的色相，结果发现天然牙的主要色相为黄(Y)。当其饱和度改变时，色相值相应增加或减少，使颜色呈现出黄红色(RY)，或黄绿色(GY)。他还进一步发现牙齿中的 1/3 的颜色通常代表此牙的平均高度和彩度，随着年龄的增长，牙齿色相逐渐由黄偏红，彩度也增强。

人对颜色的感受能力有较大的个体差异，但感受能力不是不可改变的。有人证实，人对颜色的辨别、感受和表达都可以通过训练而得到改善，重复使用标准颜色的试验可以训练观察者的辨色能力。这些标准颜色试验，有的是在一定色相范围内的彩度上有微小变化，通过这些试验可以提高观察者对色相、彩度的判别。因此，有人建议在选色比色时，可以通过偶尔注视一下中性色(如灰色)或牙颜色的补色(如蓝色)来消除观察者的眼睛疲劳，使其能更准确地判色。此外，还有一些试验可以训练观察者将感受的颜色正确地表达出来。

视觉条件对颜色的选择和配比产生着重要的影响，这些条件不仅包括光照，而且还包括橱柜和椅子的颜色，患者的衣服和是否化妆，以及视角。如果牙齿是在干燥的状态下，就应该在颜色估计时增加其明亮度，减少其彩度来补偿。色温 5 500开尔文(多云天气)被认为是适宜于比色，光谱曲线应和“标准日光”的光谱曲线相接近，如果两者之间存在差异，就会造成强烈的反射，颜色就不真实。

操作者需要通过培训和经验积累增加比色技巧，当然需要正常的颜色辨别能力，如果不是这样，在比色板上或牙齿上花费过长的时间，就会使锥体细胞中的光色素减少，比色的准确性降低。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

Sorensen曾总结了临床比色选色的以下15条注意事项，可以作为临床工作者很好的参考：

(1) 中性颜色环境。

(2) 让患者擦去口红及其他化妆。

(3) 用中性色的治疗巾遮挡住患者较鲜艳的衣服。

(4) 医生的视线与患者的牙齿平齐。

(5) 在牙体预备前医生在未感觉到眼睛疲劳时比色。

(6) 比色要快，一般不超过5秒钟，时间过长会使锥体细胞紧张导致对彩度和明度的感觉性降低。

(7) 做颜色评估时，凝视一下蓝色卡片或者中性色治疗巾，以提高眼对牙齿颜色的敏感性，凝视某一颜色会产生一个负后像，该负后像是这一颜色的补色，黄色(牙齿主要颜色)正好是蓝色的补色。

(8) 眯眼估计明亮度，眯眼可减少进入眼的光线，使锥体细胞变迟钝，而使区别明度的杆状细胞活跃。

(9) 忽略比色板颈部颜色，以免分散注意力。

(10) 快速浏览比色板，通过淘汰法选择几个与天然牙颜色最接近的颜色。

(11) 在不同条件下选色：如润湿与干燥，抬高上唇与降低上唇，不同的光照角度等。

(12) 在不同光源下比色选色，确定其同色异谱性。

(13) 用尖牙作参考，因尖牙彩度最高。

(14) 注意牙齿在牙列中彩色的变化，在彩度方面下中切牙比上中切牙低一级，尖牙比中切牙高两级。

(15) 如不能准确地选色，可选一个彩度稍低，明度稍高的颜色。

2. 比色板

牙科修复中最常用的视觉分析法就是把比色板作为颜色标准来进行与天然牙颜色的比较。这一方法操作简便，且可进行活体牙口腔内比色，但同时也有明显的不足。

(1) 比色板所提供的颜色的范围不够宽，各颜色之间距离太大，且排列不合逻辑。

(2) 牙科医生与技师之间对颜色的主观感觉不同，使比色结果缺乏稳定性。

(3)不能将所得的结果转换成国际照明委员会(CIE)颜色专用指标。

尽管有学者提出了一些对比色板比色法进行的措施，但其结果仍然不令人满意。Sproull认为任何比色板均应达到：颜色空间按逻辑排列；在此空间中准确分布。

O'Brien 认为商用比色板并不能正确地代表天然牙的颜色，其根据 Marui (1968 年)、Sproll(1973 年)和 Burke(1975 年)的测量，认为孟塞尔系统天然牙的色相范围是 6Y～7YR，明亮度范围 6～8.5，彩度 1～5，而维他比色板色相范围 1.3Y～5.1Y，明亮度 6.3～7.8，彩度 1.6～3.2；对 Bioform 比色板的测量，其色相 0.9Y～3.5Y，明亮度 6.55～7.8，彩度 1.9～4.1。吴效民等用 CIELAB 系统对 Vita 比色板进行测量，其 L^* 值 58.57～69.56，a^* 值 1.03～2.54，b^* 值 6.57～17.39，而中国人牙的色度范围 L^* 值 63.68～86.54，a^* 值 0.08～3.87，b^* 6.67～29.79。根据这些结果表明，天然牙的颜色范围并不完全在比色板范围之内，Obregon、Schwabacher 和 Good kind 的结果也支持这一结论。另外，还存在即使是同一品牌的比色板颜色表现也不全一致的情况。

对颜色的视觉分析是生理及心理反应共同作用的结果。这一过程可能受到很多不易控制的因素的影响，而导致结果发生偏差。Anusavic 等的研究也表明，选择颜色的能力与观察者的性别及临床经验没有必然的联系。以上研究证实颜色的视觉分析法带有明显的主观色彩，具有一定的局限性，特别是在观察者长时间工作引起视觉疲劳后，对颜色的评价差异则更大。

Vita 公司在 1998 年推出了三维比色板（Vitapan 3D-Master，图2-10），它以颜色序列规则为系统，充分考虑颜色的三维效果：亮度、彩度和色相。三维比色板以其 26 种牙齿颜色均匀地、等距离地覆盖了自然界牙齿的所有牙区。王忠义等以维他三维比色板与维他经典比色板相比，具有以下优点，色片数量增加为 26 个，比色过程简单，可信度高，色片在色空间的分布均匀，合理；可按照明度、彩度和色调的顺序进行比色，比色过程与人的视觉接近，最常选择的色片不再只有 3 个，而是至少 5 个以上，因而不受心理习惯影响。

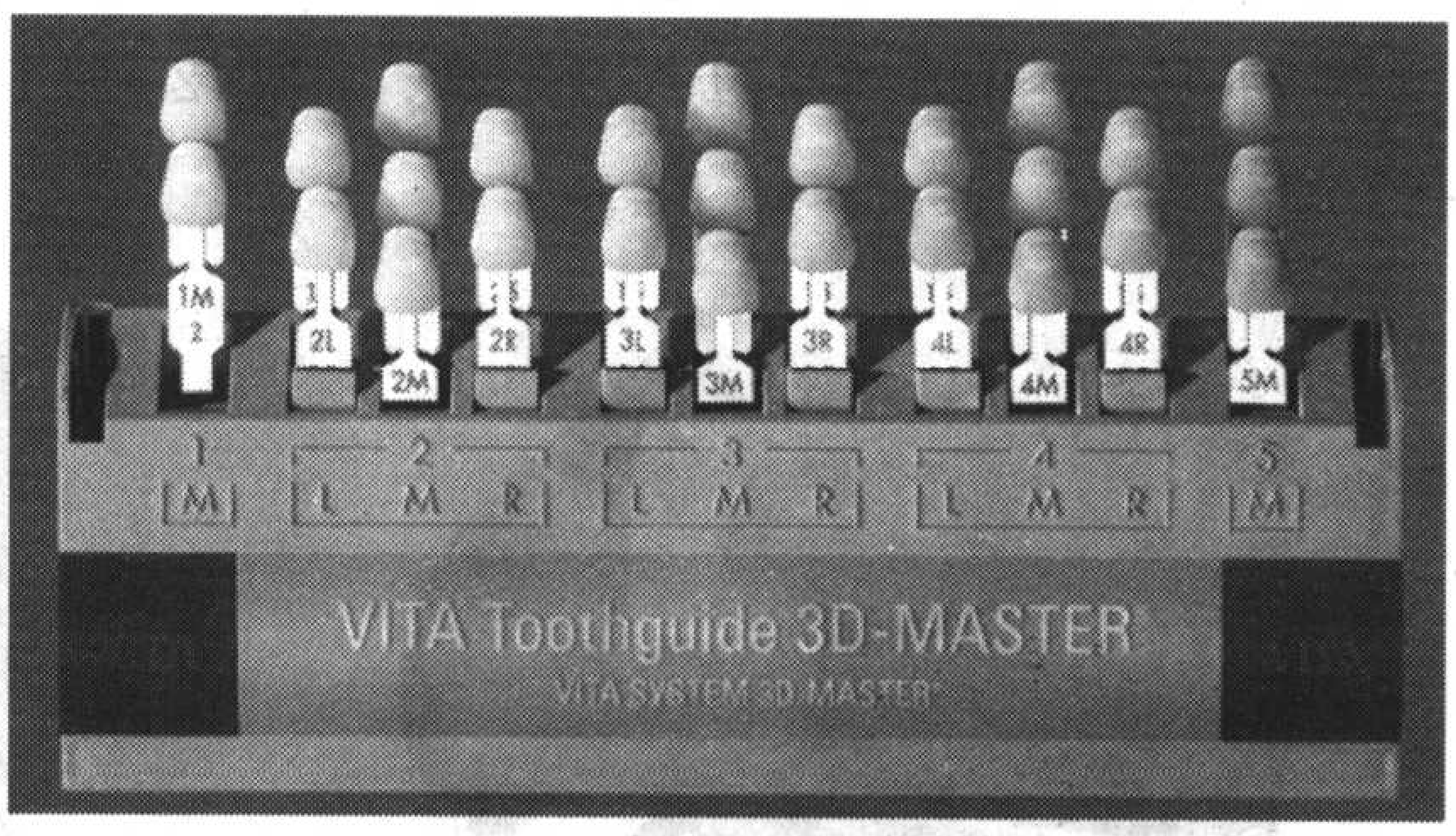


图 2-10　三维比色板

正因为有如此多的优点，三维比色板确实是一个值得推广的产品，该比色板的颜色分布规律性较强，比色有一定的步骤可循，此处对其使用方法加以简要介绍。

(1) 三维比色板的明度有 5 个级别(1～5 从明向暗排列)；色相有 3 种(L 代表偏黄色色相、R 代表偏红色色相、M 代表介于红黄之间)；彩度分 5 个级别(1.0、1.5、2.0、2.5、3.0，从低到高排列)。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 用 M 组比色片的平均值 M2 确定自然牙的明度级别,比较时可以从 3M2 开始。

(3) 确定明度级别后去掉或遮住其他明度组的比色片,在该级别的 2 或 3 个比色片中选择适合自然牙的彩度级别。

(4) 比较自然牙的颜色色相类型,判断牙色是否偏黄(L)或偏红(R),如不是则可选择中间值 M。

解决问题的另一种方法就是定制比色板(custom shade guides),其具有材料与临床修复体一致,颜色能与最终修复体接近,使患者在比色过程中就明确知道修复体完成后的颜色情况。

3. 比色仪

视觉比色法简单易行而在临床上普遍应用,但人类对色彩的感受是生理反应与心理反应共同作用的结果,常常受多种主观因素的影响。对于同一颜色的感受,即使受过专门训练的观察者之间也存在差异;同一个观察者,长时间工作引起视觉疲劳后,对同一颜色的观察也存在差异性,因此该方法存在不可靠性和不一致性。机械测量方法具有人眼所不可比拟的客观性、量化性,近年来成为临床上配色、选色的重要手段。目前,市面上常见的牙科用颜色计产品主要有 Easyshade(VITA,德国,见图 2-11)和 Shadeeye(shofu,日本,见图 2-12)等。



图 2-11 VITA Easyshade 比色仪

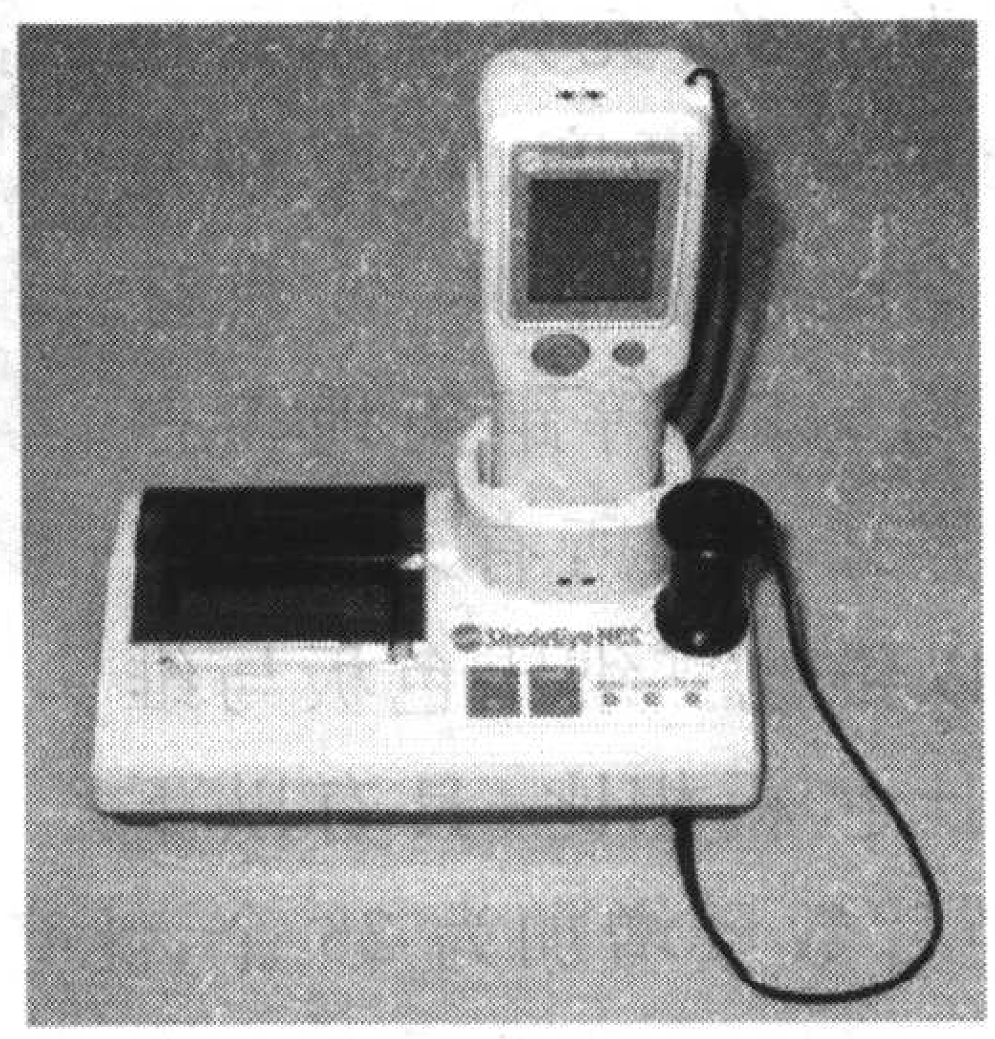


图 2-12 Shadeeye 比色仪

4. 医技之间的信息传递

医技之间具有建设性的信息传递并非仅仅告诉一个颜色,尤其是在比色较为困难,邻近的前牙颜色特殊性,就需要有更多的信息。Sorensen 和 Torres 创立了一种类似于美学处方的方法,不仅需要指出基本颜色,而且还要选择体瓷、切瓷以及所在部位,图表应显示比色特性的部位和图案,应包括切端半透明性图案,过度钙化区图案,花纹线和高彩度区域等。随着时间的推移,学会利用已存的比色板

画示意图，根据个体选择瓷粉的配比和内染色技术，而不同机械地运用比色板，因此详细清晰的示意图是至关重要的。

总之，技师应得到清晰而准确的信息，才能使修复体达到美学要求。

（殷新民　章非敏）

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

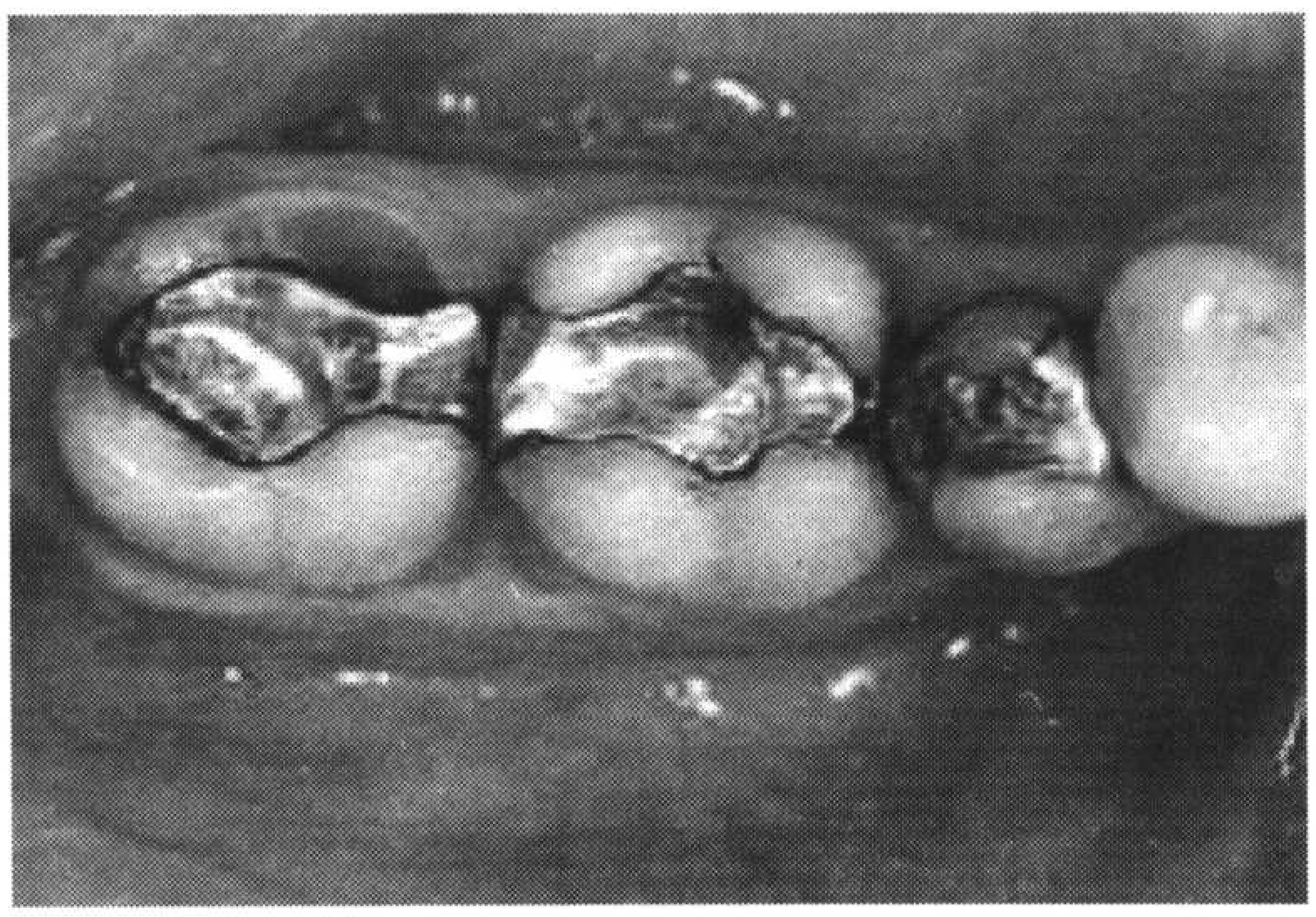
第三章　瓷嵌体修复技术

第一节　概　　述

临床上治疗牙体缺损的方法有充填治疗术和修复体治疗术，充填治疗常使用银汞合金(图 3-1)、复合树脂和玻璃离子等材料，操作相对简单，省时且价廉，但却存在着如下一些无法克服的缺陷。

(1) 无法有效地恢复患牙的咬殆接触。为了保证充填体的固位，在牙尖部位经常恢复为斜坡形状，使患者无法恢复有效的咀嚼功能。

(2) 充填治疗很难正确地恢复涉及邻接面缺损的Ⅱ类洞的邻接关系，极易导致食物嵌塞。



银汞合金与牙体组织之间存在明显的缝隙，部分区域甚至出现了继发龋坏，第二磨牙还出现了舌尖的折裂，银汞合金表面粗糙并有氧化变色。

图 3-1　下颌左侧第二前磨牙和第一、二磨牙的银汞合金大面积充填治疗

(3) 边缘适合性无法保证，经常出现龈方悬突，激惹并产生牙龈炎或牙周炎。

(4) 充填体无法实现完美的表面抛光，易出现菌斑的附着和材料的变色腐蚀等。

(5) 随着牙体缺损面积的增大，充填治疗无法获得足够的固位和支持，充填物脱落和继发龋现象严重。

为了获得对大面积缺损牙体良好的治疗效果，根据缺损的部位、面

积、缺损原因、预后等一系列因素可以分别采用嵌体、高嵌体、3/4 冠、7/8 冠、全冠、桩冠等修复体修复。对于牙冠中到大面积的牙体缺损，特别是涉及邻面或牙尖的缺损，嵌体(inlay)(图 3-2)与高嵌体(onlay)修复是一种较有优势的治疗方式。



瓷嵌体与牙体组织之间浑然一体，既恢复了牙体的解剖结构，也恢复了牙齿的天然色泽。

图 3-2　运用瓷嵌体重新修复治疗后的情况

嵌体是一种冠内修复体，主要依靠箱洞、鸠尾等固位形来产生约束力，同时以黏结剂辅助固位和获得边缘封闭。嵌体采用间接法制作，可保证较高的机械学强度、边缘适合性，正确恢复牙冠的解剖结构和邻接关系，以及进行高度抛光，所以是一种远期疗效良好，性价比较高的修复方法。嵌体的适应证与口腔内科的充填治疗有较多重合之处，但由于嵌体优良的远期疗效，所以在欧美发达国家中，即使是中龋、深龋也常用嵌体修复代替充填治疗。

尽管嵌体有着诸多的优点，但仍有一些其自身结构所决定的以下不足之处：

(1) 嵌体为了顺利就位并获得一定的固位形和抗力形，通常需磨除较多的牙体组织。

(2) 由于嵌体的边缘线较长，特别是位于邻面等非自洁区边缘，容易引起继发龋。

(3) 瓷嵌体的咬殆调整较为困难，由于瓷的脆性较大，在永久黏结前如果进行磨改极易折裂，而黏结后磨改的瓷表面抛光相对困难。

(4) 树脂黏结剂的磨损与崩解也是另一个潜在的危险，由此形成的微渗漏可导致崩瓷或继发龋，影响远期修复效果。

(5) 在嵌体的邻面，多余的树脂黏结剂不易清理，容易形成悬突，刺激牙龈，诱发牙龈和牙周病变。

在这些不足之中，余留牙体的保护是相对突出的问题。目前，多数观点认为嵌体仅能简单地代替缺失的牙体组织，而并没有达到保护牙体的作用。同时，嵌体所受的咬殆力还易对余留牙体组织形成楔力作用，增加折断的风险。有研究表明，嵌体洞形的宽度越大，越容易导致牙尖的孤立，应力集中就越明显；当嵌体的颊舌径宽度大于牙体颊舌径宽度的 1/3 时，牙尖的折裂几率很高，所以通常建议将牙体预备时峡部的宽度减小至颊舌径宽度的 1/4。Blaser 等人认为，嵌体洞形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的深度同样会降低基牙的强度，因此依靠加深峡部来增加抗力或嵌体强度的办法并不推荐使用。在牙体大面积缺损时，为减少牙折的发生概率，常常通过用修复体覆盖牙齿咬殆面的手段来改变应力的分布，这就是高嵌体(onlay)。在临床工作中，医师应根据牙体缺损的范围、大小、深度以及对颌牙的情况来选择合适的修复方式。

目前，临床上嵌体所用到的材料有金属、树脂(水热聚合)和陶瓷。金属嵌体又分为贱金属(主要有镍铬合金)嵌体和贵金属(不同含量的金合金)嵌体。金合金嵌体是应用历史最为久远，疗效较为理想的嵌体，其弹性模量与牙釉质接近，优良的延展性可保证嵌体与牙体产生良好的密合，但由于修复后与自然牙体的颜色反差过大，它也不再是临床的首选；树脂嵌体是用复合树脂在石膏代型上制作嵌体，再经水浴加压加热聚合而成，虽然有较好的美学性能，弹性模量也接近牙本齿，但它的生物相容性、热膨胀系数和耐磨性能仍然不够理想，并且由于微渗漏的产生和过早磨耗，也严重影响着使用的寿命；陶瓷具有极佳的生物学、美学性能、良好的耐磨性和化学稳定性，随着陶瓷材料机械性能的逐步提高，它越来越成为嵌体修复的首选材料。

临床用于嵌体的全瓷材料主要有可切削陶瓷、粉浆涂塑陶瓷和热压铸造陶瓷等，其制作方法也有所区别。

嵌体的分类方法也多种多样，根据嵌体覆盖牙面的不同可以将其分为单面嵌体(simple surface inlay)、双面嵌体(double surface inlay)和多面嵌体(polygon surface inlay)，见图 3-3。根据部位的不同可将其分为殆面嵌体(occlusal surface inlay)、颊面嵌体(buccal surface inlay)和邻殆嵌体(proximal surface inlay)等。其中，双面嵌体又具体分为近中殆嵌体(mesio-occlusal inlay, MO 嵌体)、远中殆嵌体(disio-occlusal inlay, DO 嵌体)、颊殆嵌体(bucco-occlusal inlay, BO 嵌体)和舌殆嵌体(lingo-occlusal inlay, LO 嵌体)等。多面嵌体也细分为近中殆远中嵌体(mesio-occlusal-disio inlay, MOD 嵌体)、颊面殆远中嵌体(bucco-occlusal-disio inlay, BOD 嵌体)等。

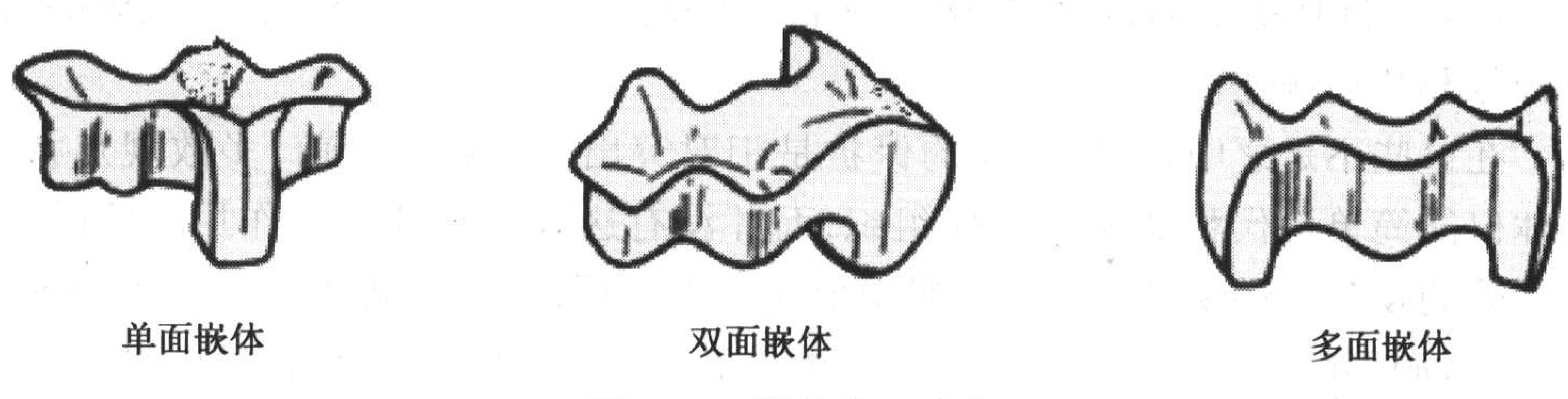


图 3-3　嵌体常见种类

第二节 全瓷嵌体

一、适应证和禁忌证

1. 适应证

(1) 小到中等的龋损,患者要求较高的美观恢复。

(2) 大面积的银汞合金充填体引起牙体着色,要求美观修复。

(3) 涉及一个牙尖缺损,无法恢复理想咬殆接触的银汞合金或树脂充填体。

(4) 大面积牙体缺损,余留"薄壁弱尖",需全冠修复时,可考虑瓷嵌体修复,通过树脂黏结将其连为一个整体,以保护"薄壁弱尖"。

(5) 基牙固位型不足,需增加钉洞或桩核固位装置时,可考虑树脂黏结的瓷嵌体。

(6) 患者对金属过敏。

2. 禁忌证

(1) 瓷嵌体费时较长且费用较高,有活动性龋患的患者不建议使用。

(2) 瓷的质地较脆,机械强度有限,禁止用于咬殆负荷过度者,如磨牙症患者。

(3) 如果剩余牙体组织不能保证自身的抗力形或不足以提供嵌体足够的固位的情况下也不应行嵌体修复。

二、临床操作技术

1. 牙体预备

(1) 牙体预备工具:瓷嵌体的牙体预备主要用到各种碳化钨车针(圆锥形碳化钨车针、圆柱形碳化钨车针、球形碳化钨车针)或金刚石车针等。

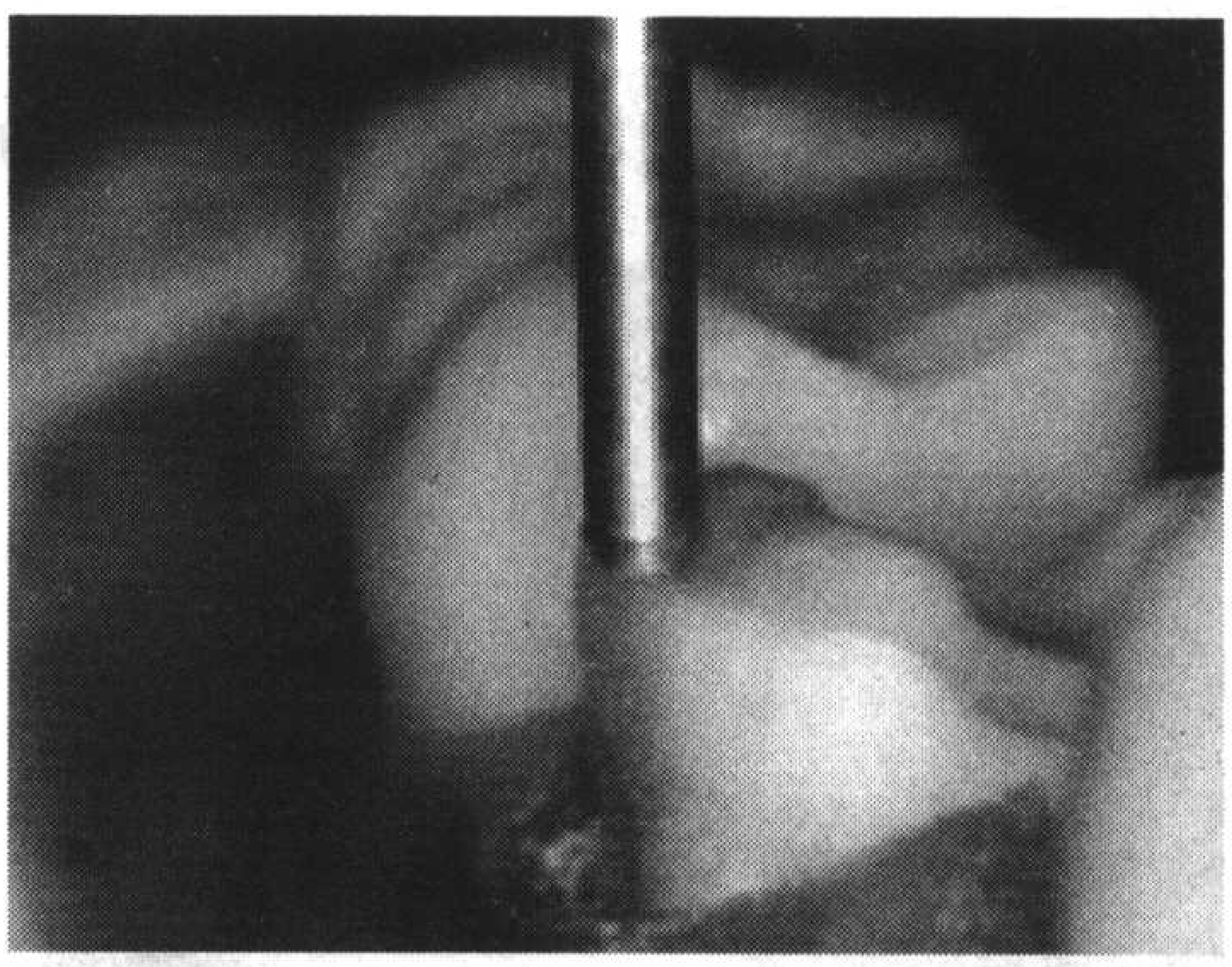


图 3-4 瓷嵌体肩台预备的专用金刚石车针

图 3-4 为一种针对嵌体牙体肩台预备特别设计的专用金刚石车针,该车针的末端成带有锥度的圆柱形,顶端是直径为 0.55 毫米的光滑的平面,顶面与圆柱侧面以钝角相交,表面为一定粒度的金刚石,可以预备出圆钝的线角形态。

(2) 操作步骤(双面嵌体为例):预备前应使用硅橡胶或蜡记录咬殆接触关

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

系，以便预备范围的设计。有条件时可应用橡皮障以利于隔湿和保持视野清晰。

1）咬𬌗面预备：咬𬌗面箱状洞型的预备范围是由原有充填体或龋损大小所决定的。

用球形或圆锥形碳化钨车针末端在中央沟处深入到达牙本质深度（通常＞1.8毫米），随后顺中央沟或其他相通的缺隙预备出峡部的延伸部分，中央沟沟底的磨除应随未预备牙体的解剖结构进行，不必强求形成一个平面，但应尽量垂直于就位道以获得最大的抗力形。𬌗面边缘应用咬𬌗纸来检测以避免修复体边缘位于咬𬌗接触区。用玻璃离子水门汀充填箱洞轴面有倒凹的部分，若有无基釉存在，应完全去除。预备过程中车针方向即代表以后嵌体的就位道方向，车针方向应垂直于颊舌尖连线，而不是𬌗平面。

用圆锥形碳化钨车针沿设计好的范围进行扩展，注意保持一样的车针方向和深度。颊舌向的扩展应尽可能保守，以保护颊舌尖。为防止邻面修复体的脱位，应在咬𬌗面设计鸠尾固位形。

2）邻面预备：向邻面扩展，在边缘嵴处进行隧道样预备，止于边缘嵴的外形高点处以防止破坏邻牙。

向龈方扩展至龋损处，再进行颊舌向扩展，注意车针不可过分倾斜，避免聚合角度过大或产生倒凹，降低轴面的约束力作用。龈壁在颊舌向的宽度为1.0毫米，边缘应位于龈上，以便于黏结操作和边缘修整。如果必须将边缘预备至龈下可进行牙龈切除术或牙冠延长术。在这个阶段，正确的龈向、颊舌向扩展应远离邻面接触区。为了方便印模制取，邻面的预备量应不小于0.6毫米。

仔细检查邻面预备是否遗留未去除的龋损，用挖匙或低速球钻将其去尽。

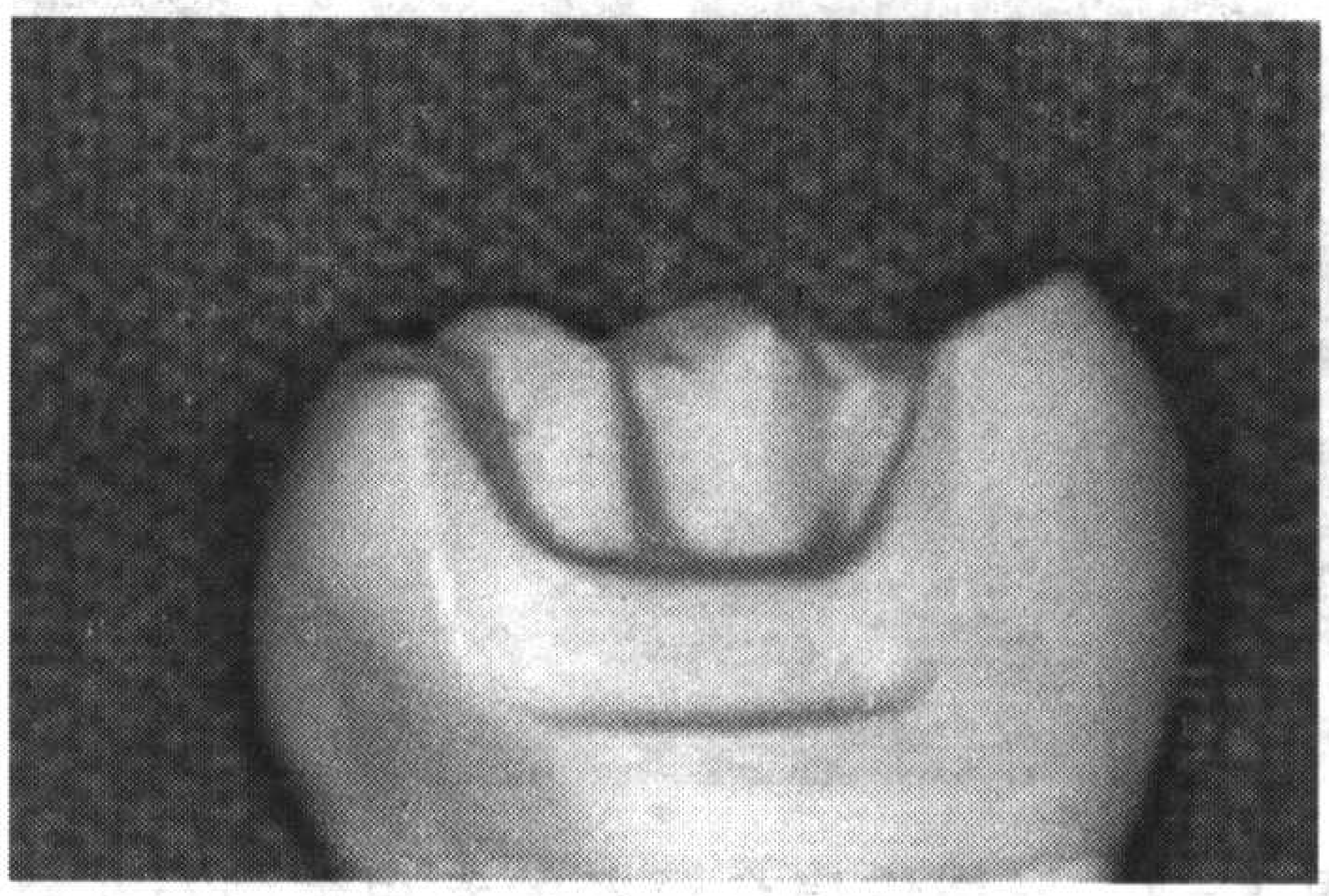


图3－5　制备完成的双面瓷嵌体洞型

3）边缘线预备：不论在邻面还是咬𬌗面，嵌体与牙体组织必须以90°的直角相连接，不能像金属嵌体一样形成𬌗面短斜面和邻面片切面，否则将出现瓷裂。

4）精修完成：再次修整预备体，使各线角圆钝、光滑、连续，避免倒凹存在。光滑而清晰的边缘是修复体精密适合的关键（图3－5）。

（3）其他类型瓷嵌体的牙体预备：

其他类型的嵌体牙体预备的基本原则在双面嵌体类型的基础上各有特点。

𬌗面嵌体可用于修复有中度𬌗面缺损的牙齿（图3－6），其主要预备步骤如下。

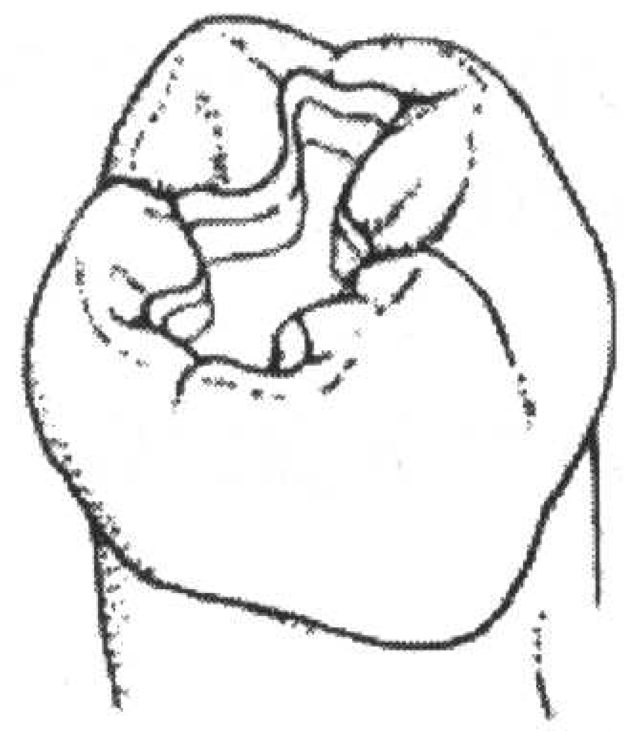


图 3-6
殆面嵌体的牙体预备标准洞型

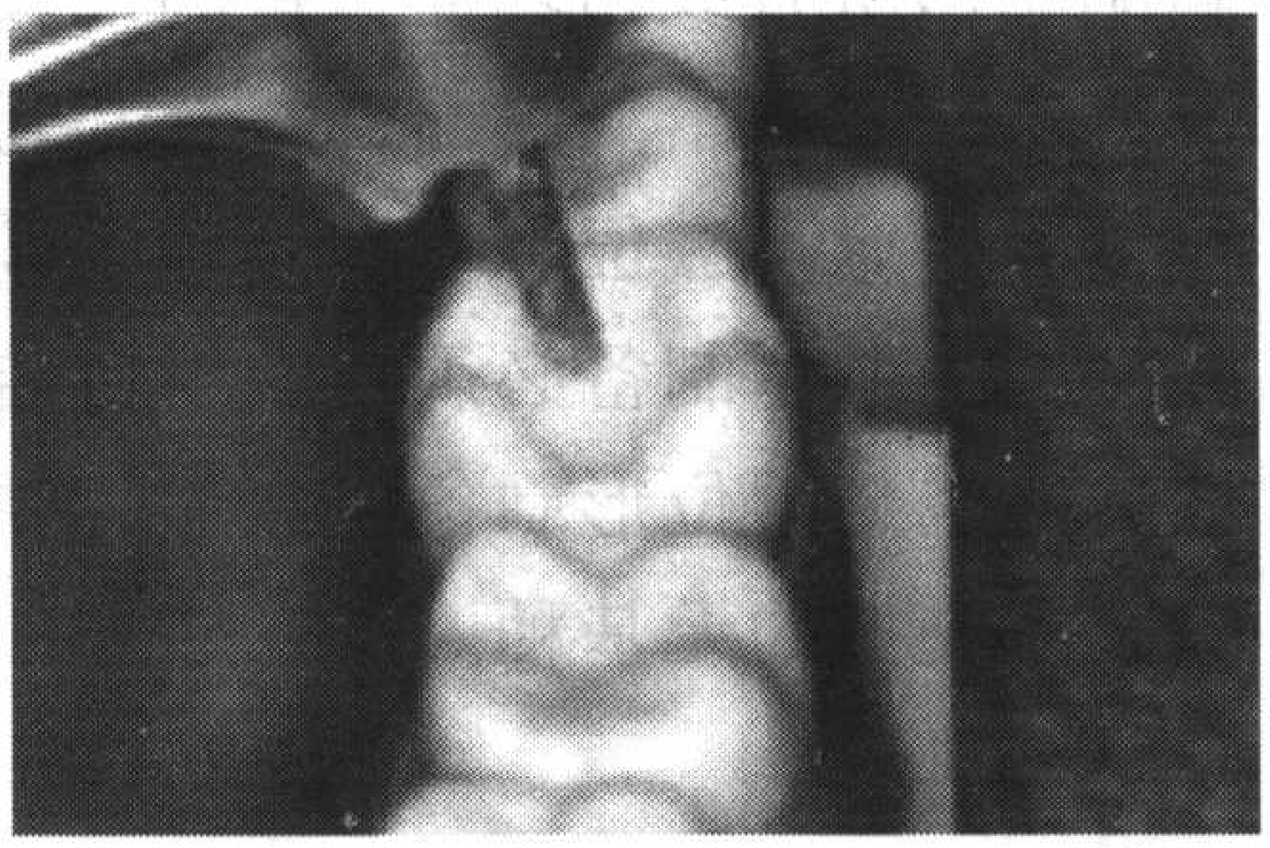


图 3-7
去尽殆面的龋坏组织,沿殆面窝沟进行预备

沿中央沟预备出 1.0 毫米宽的峡部,止于边缘嵴或三角嵴,随后向颊、舌沟适当扩展,每端备一哑铃形鸠尾(barbell dovetail)。这样的预备方法不仅能够增加固位和抗力的作用,还可以将边缘线转移到三角嵴或边缘嵴的斜坡上,此处更便于完成嵌体的边缘。殆面嵌体预备完成线与釉质的交接处同样应呈清晰的直角对接。图 3-7 至图 3-9 为殆面嵌体的牙体预备过程。

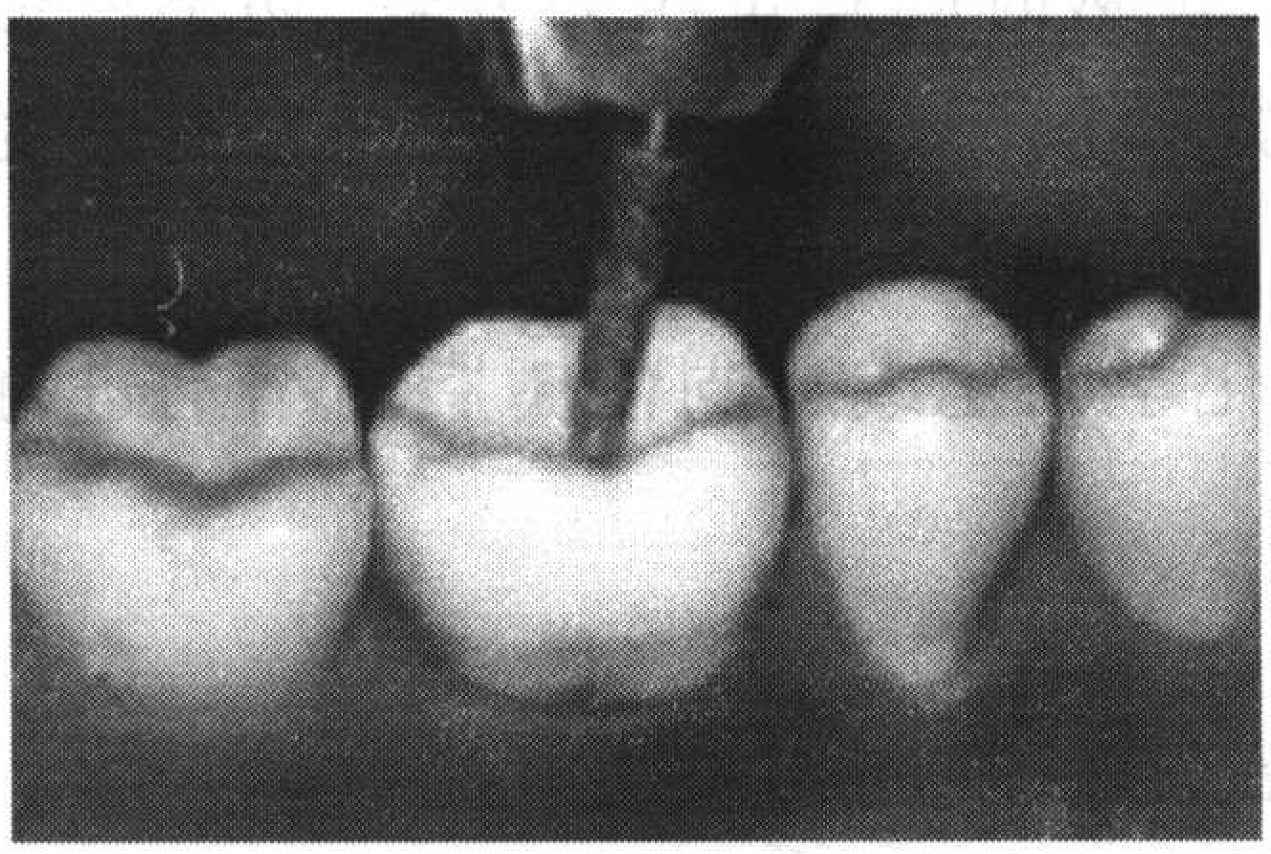


图 3-8 适当外展预备轴面

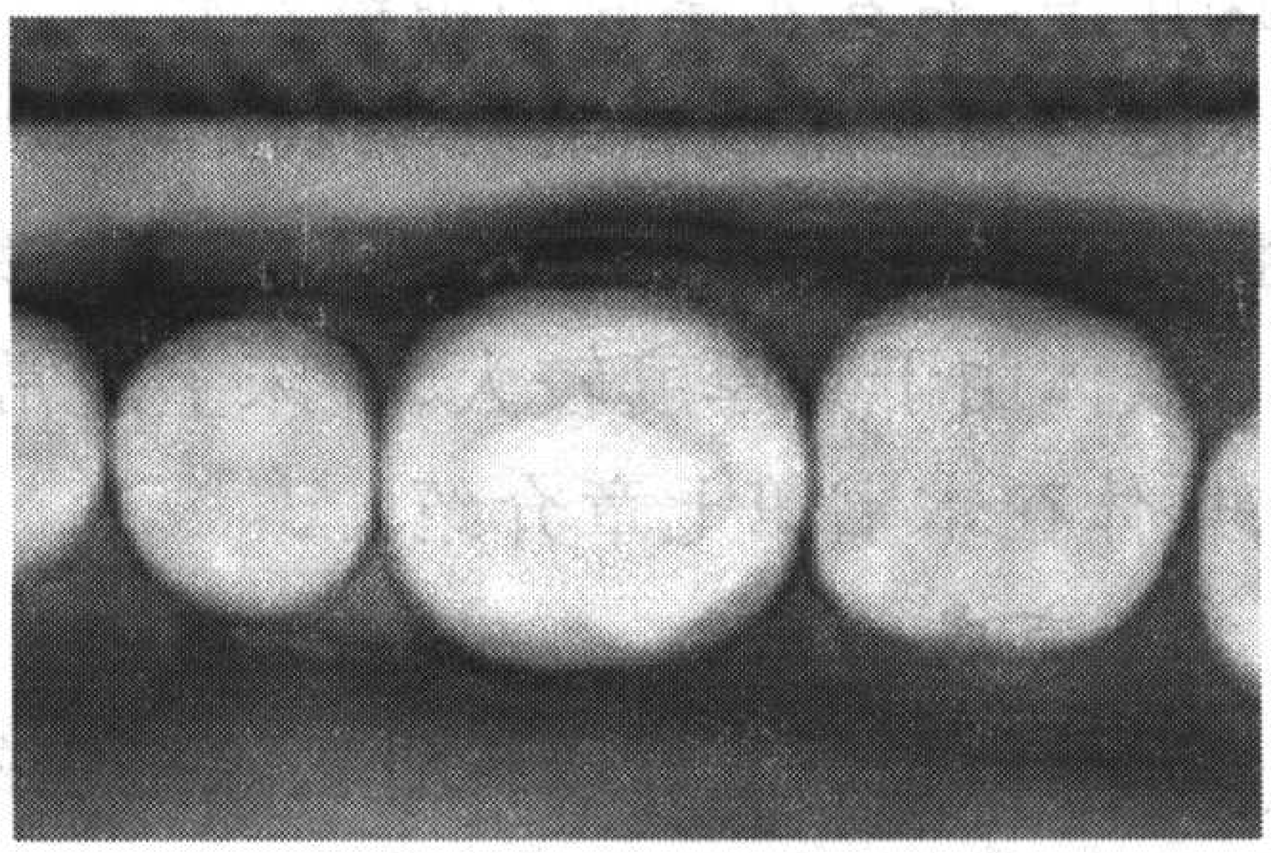


图 3-9 预备完成

邻殆嵌体应用于前牙的邻殆面洞形,它要求在舌隆突的切方预备出一个深 1.0 毫米的舌侧鸠尾来起到固位作用。以往出于美观的考虑,邻殆金属嵌体邻面洞的预备只能从舌侧进入,瓷嵌体具有极佳的美学性能,为了方便操作或减少舌侧牙体组织的破坏,预备时可以从唇侧进入,有时为了避免黏结剂着色影响美观问题的出现,也可从舌侧进入。

颊面嵌体应用于龈颊侧严重腐蚀或龋坏的磨牙,要求洞深 1.5 毫米,边缘通常位于龈上;洞型的高度取决于预备体的殆方位置。

(4) 瓷嵌体牙体预备的注意事项:

1) 无论嵌体的洞型多复杂,所有的轴壁都只能有一个就位道,这意味着轴壁之间应不小于 90°角,即轴壁上不存在任何倒凹。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

2）箱洞洞形所有线角均需预备圆钝，以防应力集中导致瓷裂。

3）洞缘不需要备出洞斜面，而是用凹斜面来产生更为有效的边缘封闭。

4）修复体边缘不应位于咬𬌗接触区，以免黏结剂的碎裂或磨损。

5）邻接面的洞型制备必须扩展至自洁区。

6）嵌体的辅助固位形制备成盒形、鸽尾形、沟形或针形等，增强固位力。

7）除去无支持的无基釉。

2. 印模制取

嵌体预备体的固位型主要位于冠内，对于印模材料的精度和流动性要求较高，临床通常采用藻酸盐印模材料结合琼脂的方式来制取。硅橡胶和聚醚橡胶是较为理想的印模材料，其精度高、强度大、细节复制能力好，可以重复灌注模型并保存较长时间。

取模前应使用排龈线退缩牙龈组织，减少龈沟液的分泌，以便精确制取邻面及龈方的解剖结构。应用于后牙的嵌体如果邻面边缘设计位于龈上也可不必排龈。

3. 试戴

瓷嵌体在黏固前必须经过试戴，未就位前不得进行咬𬌗调整。

试戴的目的是为评估嵌体的稳定性，边缘位置和邻接关系是否恰当和精确。在操作中，需要无摩擦力地戴入和取出嵌体，试戴时的就位压力要轻，切不可使用过大的力量。用咬𬌗纸反复确定阻碍位置并稍加磨改，直至完全就位，表面经过调整处必须上釉或抛光处理后方可黏结。

嵌体由于其厚度较大，临床上通常选用化学固化或双固化树脂黏结剂进行黏结，具体在本书第七章介绍。

4. 完成

嵌体就位后立即以探针去除多余的黏结剂，或在固化后用专用器械去除。待树脂完全固化后进一步用细粒金刚石车针打磨去除残留的多余黏结材料，调整咬𬌗并加以抛光。

第三节　全瓷高嵌体

高嵌体是嵌体向半冠、3/4 冠的过渡，牙冠的咬𬌗面完全由修复体来覆盖。高嵌体的固位依然主要依靠牙冠内的箱洞固位形来取得。研究证明，涉及三个面的牙体缺损用嵌体修复的远期疗效并不理想，因为咬𬌗力产生楔力的作用容易导致牙体的折裂。通过应力分析可以发现，嵌体的峡部线角极易出现应力集中，而如果以高嵌体覆盖咬𬌗面则可以有效地减小应力集中。

一、适应证

(1) 具有3个或3个以上轴面缺损的牙体。

(2) 咬殆面磨耗严重并伴牙体缺损,需重建咬殆者。

(3) 有完整的颊侧或舌侧牙体组织且经过根管治疗的后牙。

二、临床操作技术

高瓷嵌体的临床操作技术步骤与瓷嵌体大致相同,但两者在牙体预备要求上略有差别,本书以邻殆邻高嵌体为例,对牙体预备步骤加以介绍。

高瓷嵌体的牙体预备主要包括以下步骤。

(1) 清除原有充填体和余留龋坏组织。

(2) 用圆头锥形金刚石车针进行咬殆面预备,功能尖的预备量为2.0毫米,非功能尖1.5毫米。临床上通常在牙体每个三角嵴的顶部和主要发育沟处首先制备出引导沟来确定牙体预备的深度。去除引导沟间的牙体组织需沿原有牙冠外形进行。预备时重建咬殆面的几何斜面可以保持最终修复体的厚度均匀,使咀嚼压力沿修复体表面垂直传导,增强殆面各部分的抗力(图3-10)。

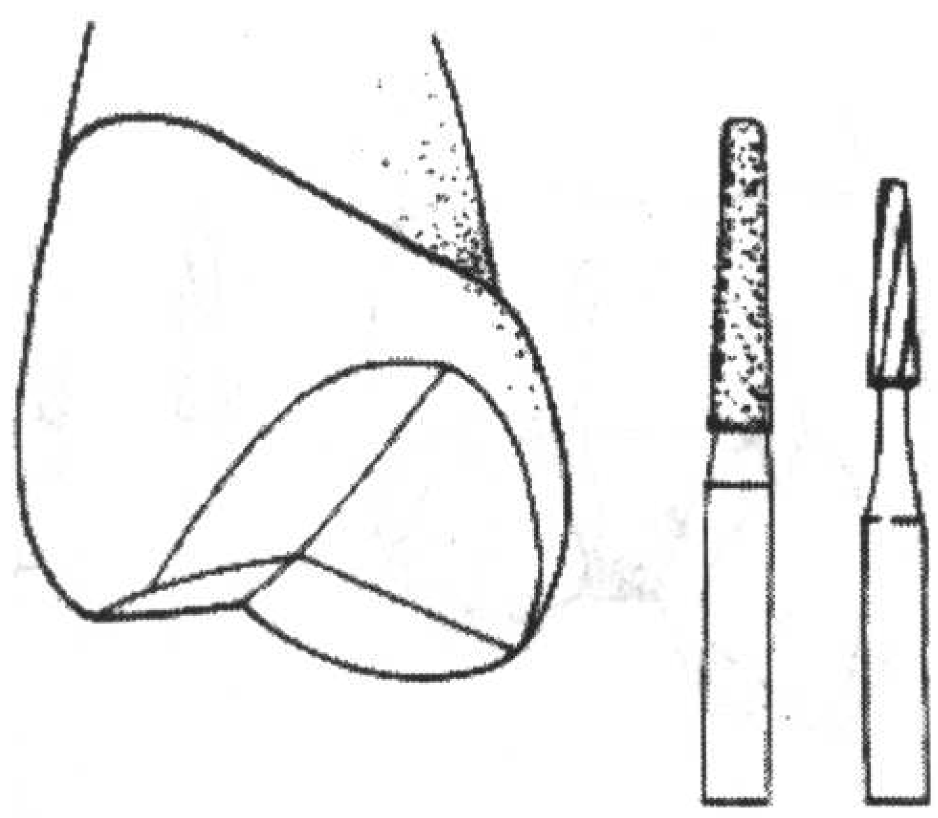


图3-10 咬殆面预备及所用车针

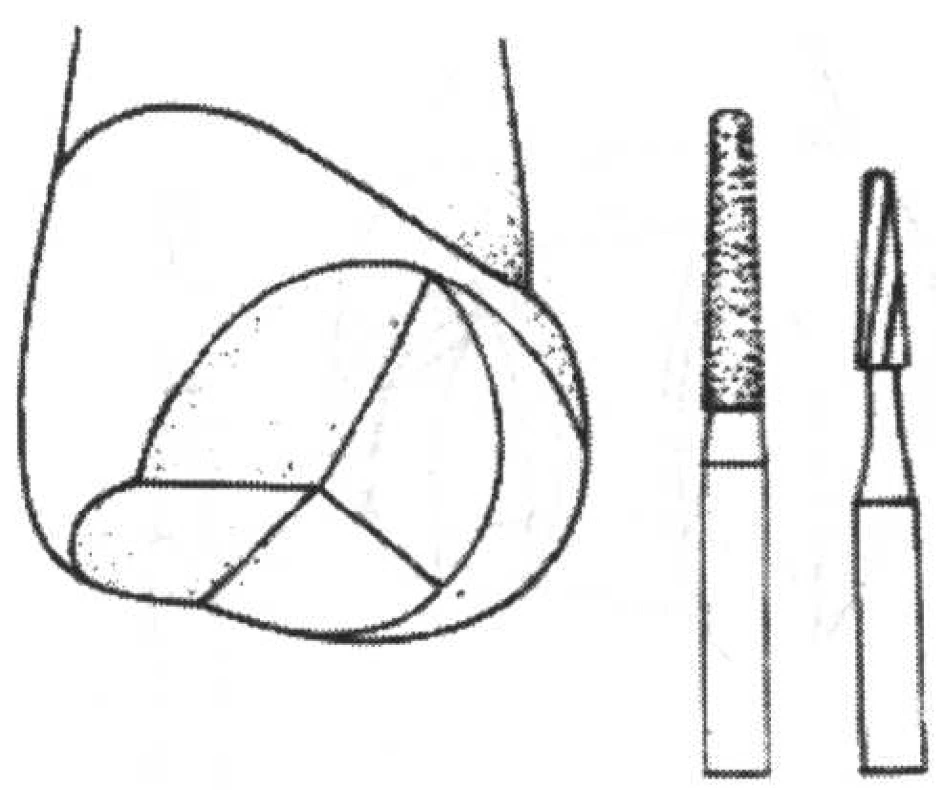
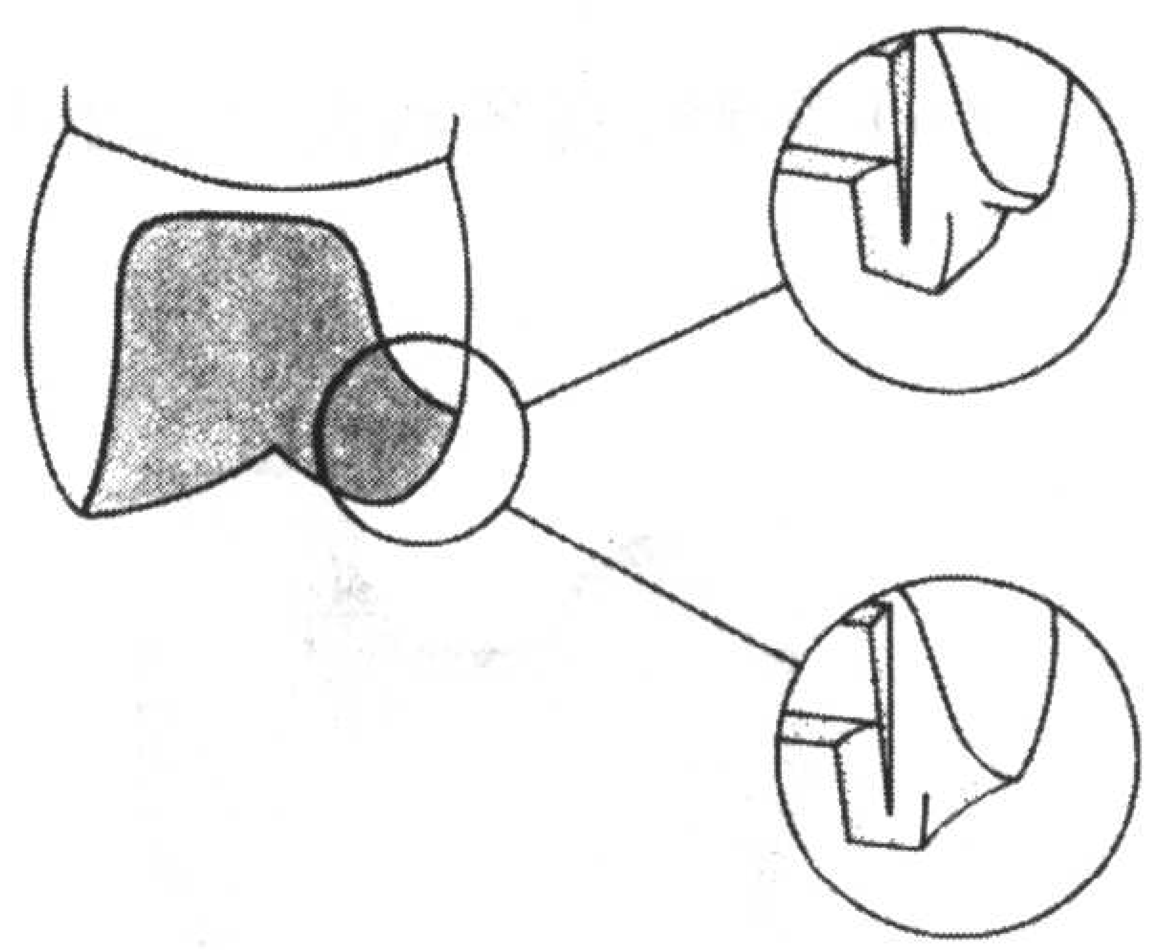


图3-11 功能尖预备及所用车针

(3) 功能尖的外侧面应用圆头锥形金刚石车针预备出一个宽大斜面,开辟容纳修复体的足够空间(图3-11)。该斜面为功能面,去除牙体组织量应在2.0毫米以上,以防止行使功能过程中瓷体的折裂。斜面还需在轴面的末端形成一个殆方肩台,肩台远离咬殆接触点至少1.0毫米,宽度为1.0毫米,肩台的外形应为深凹面形或90°角的肩台,禁止预备短斜面(图3-12)。同咬殆面的预备方法一样,在确定肩台的位置与深度后,使用圆头



肩台90°角(上方),或者是凹面形(下方)

图3-12 MOD高嵌体的功能尖边缘线

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

锥形金刚石车针在近远中分别形成一个引导沟，再根据这一深度进行预备。

预备后骀面的各斜面应清晰，线角处必须修整圆钝。必要时用蜡片或硅橡胶检查牙体的预备量是否足够。根据余留牙体组织抗力情况，骀面预备可选择保留或不保留非功能尖，预备要求基本相同，预备后外形见图 3－13、图 3－14。

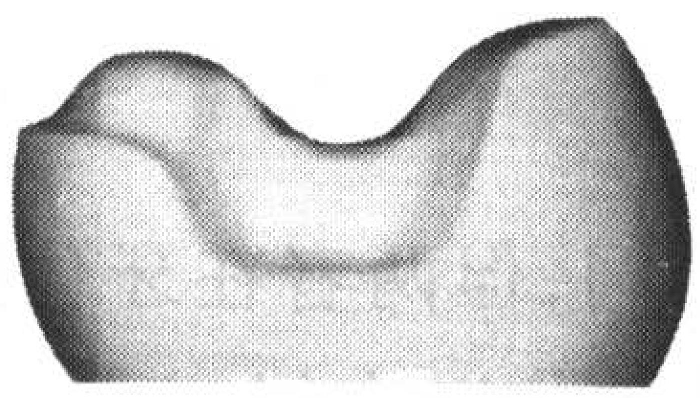


图 3－13 不保留非功能尖的预备后外形侧面观

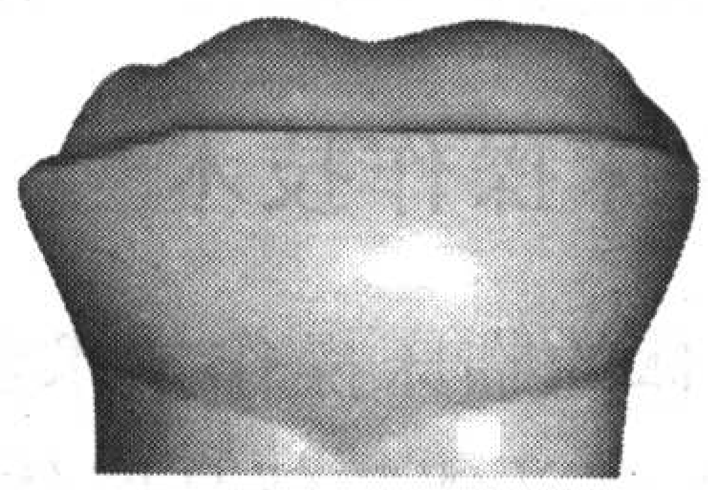


图 3－14 不保留非功能尖的预备后外形颊面观

(4) 用 NO. 171L 裂钻制备嵌体的峡部(图 3－15)，峡部与咬骀面的相交处也要光滑圆钝，由于咬骀面已行磨除，高嵌体的峡部深度应小于嵌体。

(5) 邻面预备可选用 NO. 170L 裂钻进行(图 3－16)，洞的颊壁和舌壁适当外展以脱离邻面接触。颊舌壁聚合和角度不可过大或过小，以均衡高嵌体的固位力和顺利就位。洞壁与邻面成直角相接，不可形成洞斜面，龈壁宽度需 1.0 毫米左右。

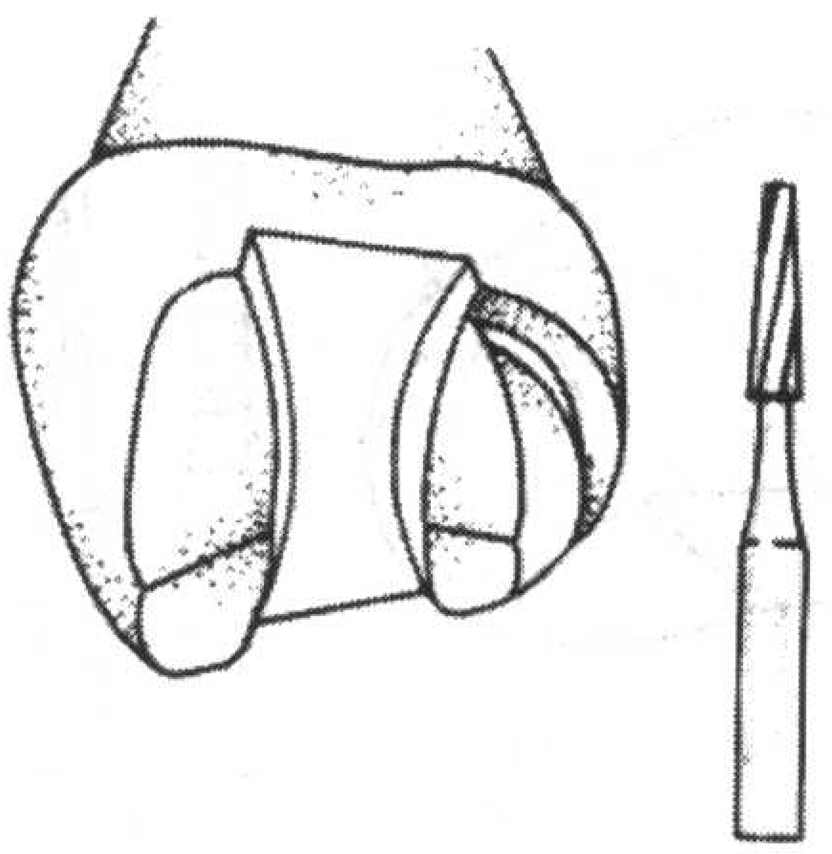


图 3－15 峡部预备及所用车针

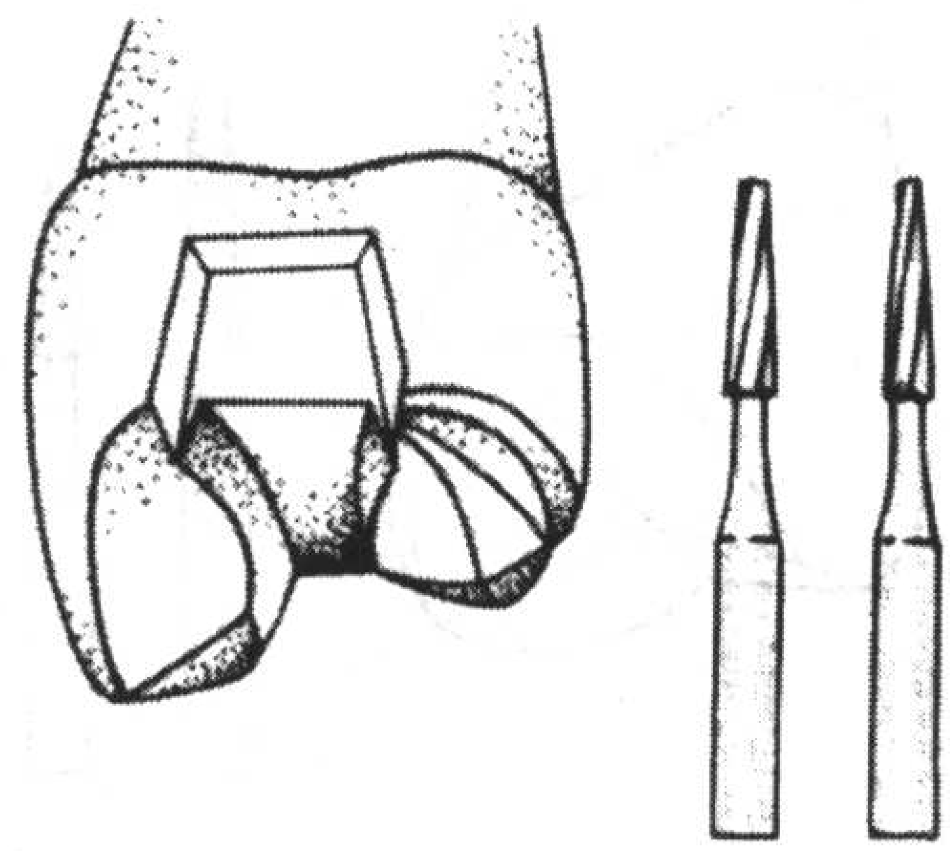


图 3－16 邻面箱洞预备及所用车针

(6) 精修，将各线角处打磨圆钝，边缘线连续清晰(图 3－17、图 3－18)。

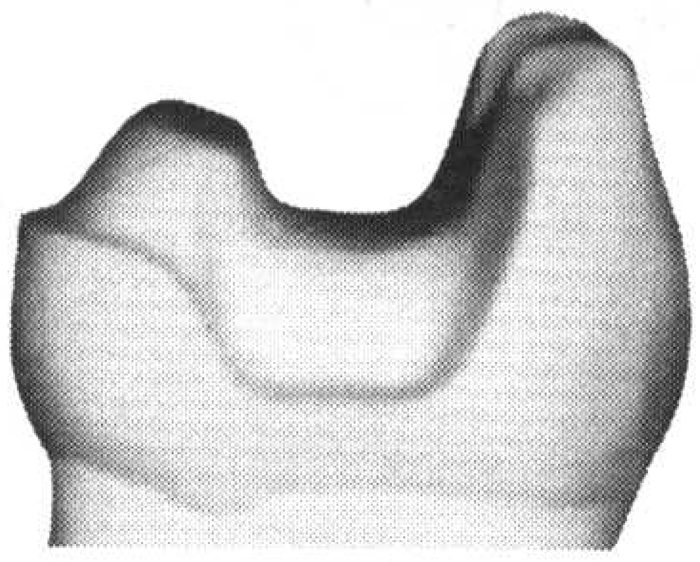


图 3－17 MOD 高嵌体预备后侧面观

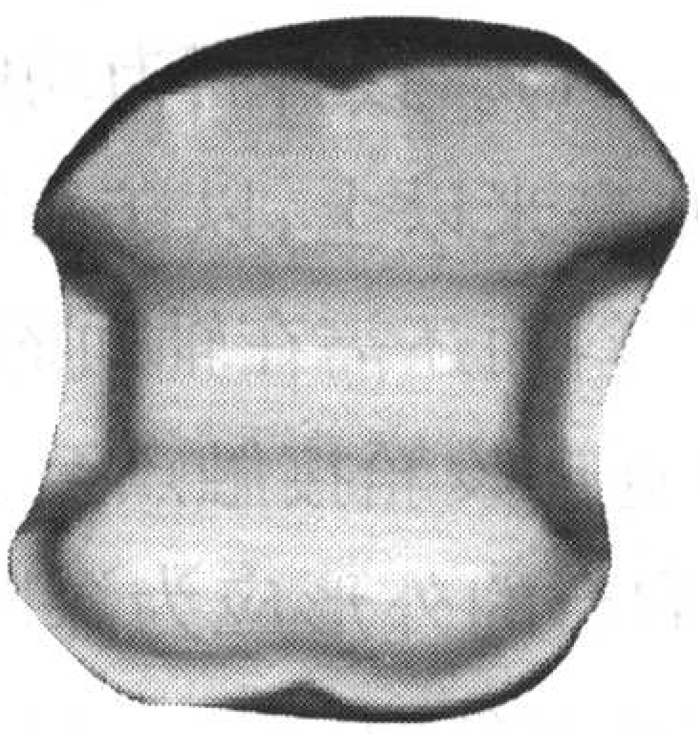


图 3－18 MOD 高嵌体预备后骀面观

三、瓷嵌体(高嵌体)与金属嵌体牙体预备的区别

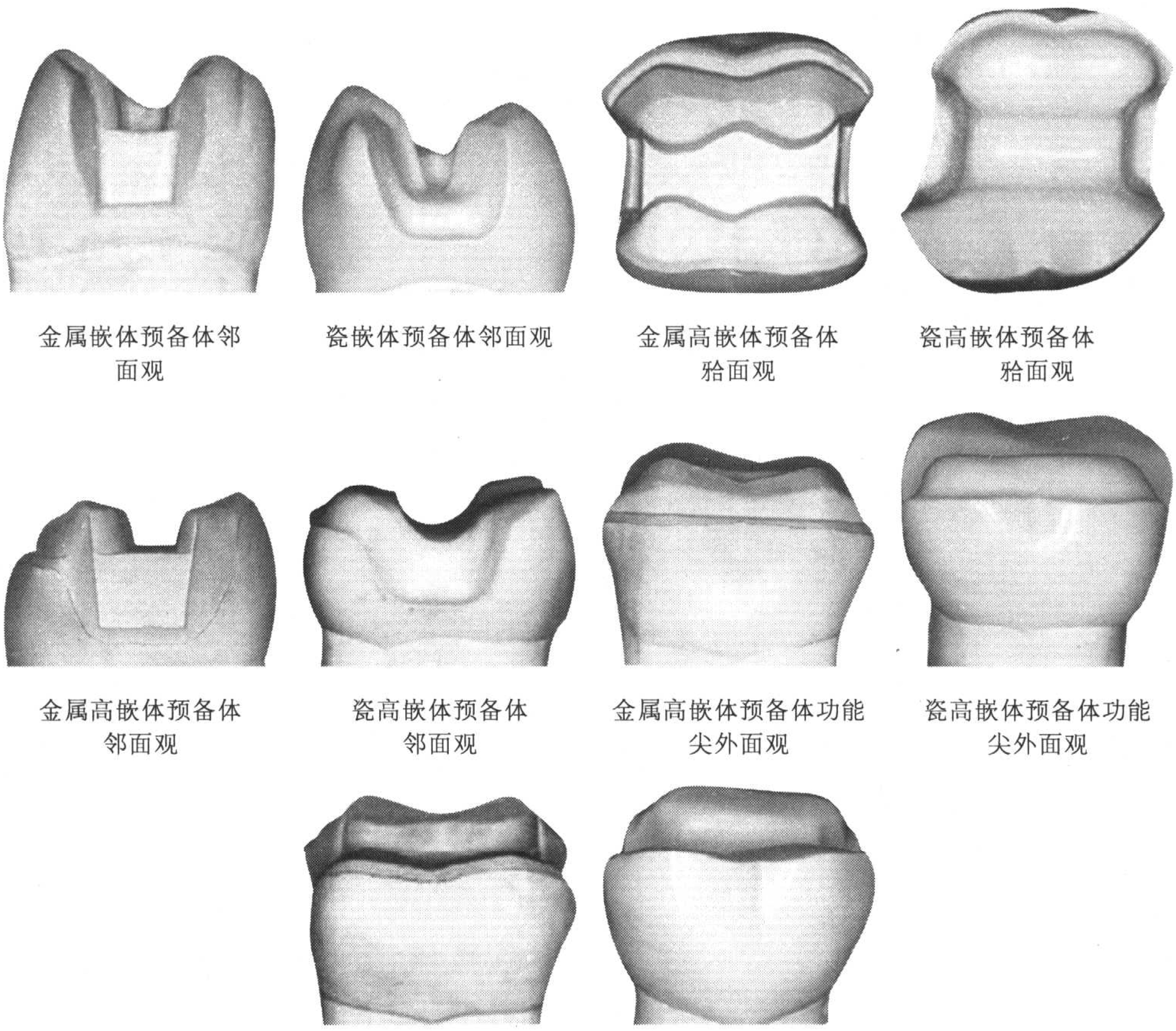
(1) 瓷的机械性能不足,故瓷嵌体的殆面磨除量至少大于 2.0 毫米,而金属嵌体一般为 1.5 毫米。

(2) 为了防止应力集中导致瓷裂,瓷嵌体的轴面聚合度一般为 12°～15°角,而金属嵌体则必须小于 6°～10°角。

(3) 为了保证边缘的密合性,金属嵌体的箱洞洞型及功能尖外侧面边缘必须形成短斜面,而瓷嵌体则应形成直角对接。

(4) 瓷嵌体在邻面的扩展远大于金属嵌体。

图 3－19 中分别展示了全瓷嵌体、高嵌体与金属嵌体、高嵌体之间牙体预备的形态。



金属嵌体预备体邻面观　瓷嵌体预备体邻面观　金属高嵌体预备体殆面观　瓷高嵌体预备体殆面观

金属高嵌体预备体邻面观　瓷高嵌体预备体邻面观　金属高嵌体预备体功能尖外面观　瓷高嵌体预备体功能尖外面观

金属高嵌体预备体非功能尖外面观　瓷高嵌体预备体非功能尖外面观

图 3－19　各种嵌体的形态

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

总之,陶瓷材料虽然有着极佳的生物相容性和美学效果,但由于受到机械性能的限制,确定了全瓷嵌体在牙体预备上有着独特的要求。只有谨慎地选择适应证,合理地设计修复体的外形和边缘,正确地进行牙体预备,才能使全瓷嵌体全面地发挥预期的功能,保证较长的使用寿命。

(胡　健)

第四章 瓷贴面

第一节 历 史 回 顾

瓷贴面的雏形最早可以追溯到20世纪30年代，1937年，Charles Pincus医生在一次对加利福尼亚牙医协会的演讲中提出了一个令人深思的话题："口腔医生对治疗的思考往往只注重恢复发音和功能，而忽略了美观……应该树立这样一种观念，我们所处理的是一个能够改变个人整体形象的器官。一个迷人的微笑所呈现的自然整齐、洁白无瑕的牙齿是展现着一个人个性和魅力的重要因素。"

当时，Pincus将空气烧结的(air-fired)陶瓷制成很薄的饰面，用于为需要暂时改变笑容的好莱坞演员们提供一种无需牙体预备的暂时性美学修复。演员在表演时可以利用牙托粉将这种暂时瓷饰面暂时固定于牙体上，但它的强度很差，同时也缺乏长期固定于牙体组织的有效手段。

贴面工艺经历了超过30年的时间才发展到今天的概念。贴面根据制作方式主要可以分为两类：① 直接复合树脂贴面；② 间接贴面，如预成贴面和技工室加工树脂贴面、瓷贴面等。

一、直接贴面

1955年，Buonocore关于酸蚀技术的研究和随后Bowen对填料树脂的应用为牙体/丙烯酸树脂的直接黏结技术奠定了基础。尽管这些研究成为20世纪60年代早期牙科领域取得的重大突破，但在随后近10年的时间中，黏结技术却并未在美学方面得到应用，部分原因是由于自固化树脂的聚合时间较短，使得医师无法在树脂固化前获得足够的工作时间重塑贴面形态。直到20世纪70年代，以美容

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

为目的的将复合树脂与牙体直接黏结的贴面修复方式才逐渐流行起来。

20 世纪 70 年代初到中期光固化树脂问世，它在工作时间和化学性能等方面相对于自固化树脂均有明显的提高。光固化树脂的出现标志着牙科美学材料进入了一个新的时代。20 世纪 70 年代后期，光固化树脂已经基本取代自固化树脂，成为前牙美容修复的优先选择。

尽管直接酸蚀黏结贴面技术行之有效，然而仍存在有易着色、耐磨性差、缺少自然牙的荧光效果等缺陷，这也不断激励着贴面材料的更新和发展。

二、间接树脂贴面

随着新型材料和美学修复技术的不断发展，以美容为目的的治疗在口腔临床变得越来越普遍。Fauce 介绍了一种单层丙烯酸树脂预成贴面并将其形容为相对于直接酸蚀黏结贴面技术的一大进步，这种技术先用化学前处理剂处理贴面，再以复合树脂将贴面黏结于酸蚀的牙体组织，由此便可获得化学黏结和机械结合的双重固位力。这种贴面的抗着色性能优于复合树脂贴面，然而由于丙烯酸树脂与复合树脂之间的化学黏结作用较弱，所以许多病例都出现了黏结界面裂开的情况。另外，预成丙烯酸树脂贴面的耐磨性相对于复合树脂贴面并未得到改善。

间接树脂贴面的内在好处是可以准确地恢复解剖形态，减少直接贴面椅旁雕刻的操作时间。由技工室加工的丙烯酸树脂贴面和微填料树脂贴面具有更好的表面光滑度和遮色能力，如果制作合适，几乎不需要任何精修或调改。然而，间接贴面的美学效果、强度和寿命等方面仍远远逊色于瓷贴面。

三、瓷贴面

瓷作为一种最具美学效果和良好生物相容性的材料，应用于牙科已经有很长的历史，它的性能几乎可以与人体自身的牙釉质相媲美。陶瓷材料耐磨性好、色泽稳定，并且不会对牙龈组织产生刺激。唇侧瓷贴面作为永久性美学修复体的出现标志着口腔黏结、酸蚀、美学修复 30 多年来的巨大飞跃。

陶瓷酸蚀技术的概念来自于 1975 年 Rochette 的描述。80 年代早期，美国牙科贴面研究的先驱们在瓷贴面及其加工和固位辅助技术的发展中进一步实现了机械化。

Simonsen 和 Calamia 报道，瓷贴面固位的关键在于瓷被酸蚀刻的能力、瓷与复合树脂的黏结能力以及体现出较高的抗张黏结强度，他们在进一步的研究中证明用硅烷耦联剂处理酸蚀的陶瓷可以形成化学黏结，提高陶瓷/树脂间的机械黏结作用。

瓷贴面的强度和耐久性始终是人们关注的一个焦点。尽管瓷贴面最终修复

效果具有一定的技术敏感性，但它的表面质地、颜色、荧光效果和整体美观性却几乎不会受到影响。另外，医师在瓷贴面的就位过程中还有可以调节颜色的机会，这使得瓷贴面最终修复色彩的调整具有极大的灵活性。

四、瓷贴面与树脂贴面的比较

尽管瓷和树脂贴面的临床适应证存在明显交叉，但病例的选择很大程度上取决于哪一种间接贴面系统对患者更合适，在治疗过程中医师应仔细权衡每种系统的利弊。

（1）瓷贴面有更出色的强度和固位能力，出于这个重要原因，瓷贴面是对于临床上需要增加牙体高度或涉及功能咬殆接触病例更稳妥的选择。然而对于一些不涉及功能咬殆的常规病例来讲，间接复合树脂贴面也足以胜任。

（2）瓷贴面上釉后表面质地在光洁度和耐久性方面同样优于抛光的树脂贴面，但如果光洁面在修整或磨光的过程中造成损伤则重新抛光也比树脂贴面要困难得多。

（3）树脂贴面的技术加工费用通常是瓷贴面的 1/3～1/2。但后者比前者经久耐用，修复后需要更换的频率小，由长远来看是节省费用的。

（4）由于成分的不同，间接树脂贴面损坏后在椅旁用光固化树脂匹配和修补相对容易，也比瓷贴面更容易更换。如果保留了最初的模型，新的树脂贴面可以在去除损坏的贴面后很快重新完成并黏固。但损坏的瓷贴面去除过程中不可避免地会改变基牙的形态，因此更换时往往需要增加患者的就诊次数。然而也应该认识到，瓷贴面具有更好的黏结性能和固位能力，所以需要修补或更换的概率也很小。

美学在我们的文化中已经变成口腔医师必须考虑的一个问题。口腔医学逐渐发展的趋势和治疗方式要求我们必须使医疗服务多样化。随着牙科美容治疗被越来越多的患者所熟知，社会对牙科美容服务的需要也会不断增加。

第二节　瓷贴面的特点

当前许多消费刊物都登载着大量文章来反复强调拥有美丽牙齿的必要性和重要性。黏结技术的发展使得口腔医师可以将不同颜色的复合树脂固定在牙体表面，遮盖住原本不美观的牙齿，创造出美观的视觉效果。目前，关于如何获得瓷与牙体组织之间良好固位的研究上已经取得了主要突破，这为美容牙科开辟了新

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的空间。瓷贴面的优势远大于其他任何形式的贴面系统，因此我们可以认为它已经步入了整形牙科学的“艺术阶段”。瓷贴面的优缺点见表 4 - 1。

一、瓷贴面的优点

瓷贴面之所以能够作为牙体组织的美容修复体物，不外乎以下几点原因。

(1) 颜色

陶瓷具有更好的内在颜色控制能力、自然的外观和颜色稳定性。

(2) 黏结强度

酸蚀过的瓷贴面与釉质表面的黏结强度远高于其他贴面系统。

(3) 牙周组织健康

瓷表面高度光洁，形成的菌斑沉积区域较其他贴面少，某些类型的瓷贴面甚至具有延缓菌斑的聚集的能力。

(4) 耐磨性

瓷贴面的耐磨损和磨耗性能大大优于复合树脂。

(5) 瓷的内在强度

瓷贴面本身是较脆的，但一旦与牙釉质黏结后则拉伸强度和剪切强度就会明显提高。根据临床经验来看，贴面在黏固后不能靠去冠器的震动力量取出，而只能以金刚砂车针磨除。瓷的内聚强度远高于复合树脂中树脂基质和填料的黏结力。

(6) 防止液体吸收

陶瓷比其他贴面材料的液体吸收率更低。

(7) 美观

陶瓷可以配色，具有良好的表面质地，它的美学性能优于其他各种贴面材料。陶瓷不仅能够进行外染色和内染色，而且表现出自然的荧光效果，这使得修复体的外观看上去更富有活力。瓷贴面模仿邻牙的效果令人满意，可以充分与邻牙保持协调一致。

二、瓷贴面的不足

(1) 时间和技术敏感性：瓷贴面采用间接法制作，耗费时间，相对于直接贴面来讲，需要患者制取模型和重复就诊。

(2) 修补

瓷贴面一旦黏结于牙釉质后难以修补。

(3) 颜色

瓷贴面永久黏固就位后无法进行颜色调整。

(4) 牙体预备

需要一定的牙体预备，在某些特定情况下还需要采取措施预防过度牙体预备潜在的问题。

(5) 脆性

瓷贴面质地较脆，增加操作难度。

(6) 费用

瓷贴面的费用通常为前牙全瓷冠的75%～100%，甚至更高。具体费用视病例的难易、时间、技术水平、工艺要求、技工加工费用、对患者承诺的免费修补或重做的期限而定。

三、适应证

1. 变色牙

如四环素牙、失活牙、氟斑牙、增龄变化导致的牙体颜色变深等病例。

2. 釉质缺损

不同类型的釉质发育不良或畸形。

3. 牙间隙

瓷贴面可以关闭牙间隙和其他种多个不美观的缝隙。

4. 错位牙

对于牙体组织相对完好而不愿进行正畸治疗的错位牙或扭转牙的患者，贴面可以帮助其创造出平整的牙齿外观。

5. 错殆

改变前牙舌面的外形以增加对错殆或牙周病患牙的引导或中心聚合作用(centric holding area)。

6. 增龄变化

渐进的增龄变化常导致牙体的磨损或颜色变化，这对于当今追求年轻时尚的社会来讲是不相称的。这类牙体是漂白技术的理想适应证，在某些条件下，可以在漂白后进行贴面修复。

7. 磨耗方式

瓷贴面对于减缓牙体磨耗速度的病例是十分有效的。如果有足够的釉质保留并希望增加牙体高度，则可以将瓷贴面黏结于剩余的牙体组织以改变形状、颜色和功能。

8. 侧切牙发育不全

当出现尖牙直接萌出于中切牙旁边(缺失侧切牙的位置)的情况时，瓷贴面可以将尖牙改变成侧切牙的形态。侧切牙缺失时，尖牙通常变得较宽，因此这种病

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

例最好在贴面修复尖牙的同时也对中切牙进行修复以获得理想的牙体大小比例。

表 4-1　瓷贴面的优缺点小结

优　　点	不　　足	优　　点	不　　足
颜　　色	耗　　时	瓷的内在强度	牙体预备
黏结强度	修　　补	不吸收液体	脆　　性
牙周健康	技术敏感性	美　　观	价格昂贵
耐磨损	颜　　色		

四、禁忌证

尽管瓷贴面并无与其他形式的修复体有任何特定的冲突,但瓷贴面的修复要考虑以下几点因素。

1. 可利用剩余牙釉质的量

贴面周围应有足够的剩余牙釉质组织,因为牙本质的黏结作用明显弱于牙釉质,足够的牙釉质不仅是为了较好的黏结,更重要的是获得牙体理想的封闭效果。如果牙体已经仅残留牙本质或牙体大部分是由水门汀材料恢复的,则最好选用冠修复体。

2. 釉质的酸蚀能力

乳牙或过度氟化的牙不能被有效的酸蚀,这类牙需要特殊处理以保证成功的瓷贴面修复。

3. 口腔习惯

患者如果有磨牙或咬硬物的习惯则并不是瓷贴面的理想适应证。因为这类口腔习惯所产生的剪切力容易导致贴面损坏。

瓷贴面系统本身的内在强度和长期的稳定性使它的禁忌证较少,这也为其在病例选择、术前准备、制作、就位等方面提供了自由选择的空间。

第三节　牙科陶瓷技术

牙科陶瓷以优秀的美学性能和仿真效果而成为冠修复体制作使用最广泛的材料。瓷的晶状结构使其具有近似于自然牙釉质的理想折射性能。瓷面经过上

釉后表面质地变得更加光滑、耐磨、颜色稳定性和使用寿命都会大大增加。

尽管牙科陶瓷的抗折强度较高，但由于完全不具备延展性，因而容易碎裂。同样，加工过程中陶瓷内在的表面不规则性也导致了抗张强度的降低，这些表面不规则性虽然处于显微水平，但仍能导致应力集中，在无延展性的陶瓷内部，应力不能通过弹性形变传导（金属具有此种性能），所以，即使是微小的缺陷都可能在裂纹扩展的机械作用下逐渐增大，最终这一过程将引起额外的应力集中，并导致陶瓷断裂。

一、瓷的增强方法

为了解决牙科陶瓷脆性的内在弱点，研究者们通过不懈努力，已经研究出多种用于加强的方法。烤瓷熔附金属修复体可能是陶瓷加强体系和将陶瓷材料有效应用于牙科修复的最为熟知的例子，其中金属基底除了能够提供准确的适合性之外，还可以阻止陶瓷在拉应力作用下的裂纹扩展和断裂，起到增强的效果。其他常用的增强瓷的方法还有金属金箔底架、铝瓷核技术以及镁铝尖晶石增强等。

目前的观点普遍认为，陶瓷与树脂间良好的黏结性能对增强陶瓷的强度是至关重要的。

1. 酸蚀对陶瓷增强的作用

研究证明，采用酸蚀陶瓷内表面的方法亦可以同时起到增加修复体固位和强度的效果。黏结性树脂能够渗入酸蚀釉质的孔隙中和酸蚀陶瓷的表面微裂隙中，将双方牢固地黏结在一起。聚合的树脂提供了相当大的固位力，并同时保护陶瓷免受拉应力裂纹和折裂的影响，这一原理近似于 PFM 中的金属的增强效果。利用树脂将酸蚀的陶瓷黏结于牙体组织取得临床成功的另一个原因是树脂聚合收缩产生的力（大多数聚合物都有这种特性）能够将较薄的瓷层拉向一方，减少裂纹形成和扩展的概率。

瓷表面的固位质量依赖于酸蚀产生的微观形态。铂金箔加工的烤瓷修复体形成的黏结面过于光滑，用氢氟酸或其派生物酸蚀瓷表面可产生微观粗化表面，从而与聚合的树脂结合时提供机械固位作用。早期对瓷的酸蚀方法为用 10% 氢氟酸作用 15 分钟，或主要成分为稀释氢氟酸的工业试剂作用 20 分钟。基于这些方法的报道，黏结强度的值多在 11 兆帕左右。尽管这一数值已具有临床意义，但相对低于通常为 17 兆帕左右的树脂/釉质的黏结强度。

2. 酸蚀溶液和时间的影响

对于各种加工方法的陶瓷通过不同种类的酸蚀剂或以不同酸蚀剂浓度和作用时间处理所获得的微观形态的研究，人们进行了大量的研究，实验明确显示，酸蚀是陶瓷产生固位力的重要因素之一，同时，硅烷耦联剂与酸蚀具有协同效果，可

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

以显著提高与树脂的黏结强度。

Hsu 等人通过扫描电子显微镜对酸蚀瓷/树脂的黏结界面进行分析发现：由于树脂聚合收缩作用的存在，未经酸蚀的陶瓷和树脂间存在一条明显裂缝；通过硅烷处理的陶瓷此间隙变窄，这可能是化学吸附作用提高的结果；酸蚀结合硅烷处理组的陶瓷/树脂试件中裂隙完全消失，瓷的所有表面缺陷已被树脂填满，显然，这对防止应力集中，减少陶瓷折断是十分有效的。Hsu 等人还发现，未酸蚀陶瓷的黏结失败主要发生于树脂和瓷之间(界面破坏)，而酸蚀组的黏结失败则主要发生于瓷的结构内部(内聚破坏)。

Semmelman 和 Kulp 及 Paffenhorger 等人都报道了硅烷提高瓷和丙烯酸树脂间黏结性能的作用。Myerson 认为，使用硅烷时，用自凝丙烯酸比热凝丙烯酸树脂的黏结力更高。Newdary 和 Pameher 也提倡用复合树脂黏结瓷和牙体时使用硅烷。

Nathanson 等人对 Hsu 黏结强度的试验加以扩展，结果显示黏结强度随时间延长呈整体下降趋势，但硅烷处理组显示了相对小的改变，其在超过 30 个月的时间中，黏结强度均数仍维持于 30～31.5 兆帕之间。

有学者将牙体黏结剂应用于处理过的陶瓷黏结面，希望可以获得更高的树脂黏结强度，然而结论证明此做法并无明显的效果。尽管如此，牙体黏结剂结合酸蚀陶瓷、硅烷化的方法目前仍被大多数医师所采用。

3. 聚合反应

复合树脂的完全聚合是牙体与瓷之间获得良好黏结质量的必要条件。光固化复合树脂的聚合依赖于光传导及其穿透瓷层到达树脂的能力。多种因素可影响光的传导，其中最重要的分别是瓷的厚度、颜色、不透明性及树脂的颜色和不透明性等。Nathanson 和 Hassan 测试了 1.4～4.6 毫米不同厚度的瓷片对光固化树脂的影响，他在试验时将陶瓷样本的一面进行酸蚀处理，然后将光固化树脂充填入赛璐珞圆筒内并置于酸蚀面上，再利用特制的夹具固定，使光透过瓷层传导固化树脂。该试验同时测试了几种树脂材料，结果说明树脂/瓷的黏结强度确实会受到瓷厚度的影响，瓷层越厚，黏结强度越低，实验还证明，当瓷层厚度超过 3 毫米时，树脂的可见光聚合会出现一个实质性的降低，双固化激发体系对较厚瓷层的黏结强度显著优于单纯的光固化聚合系统。

树脂的聚合问题之所以非常重要，是因为它直接关系着脆性瓷修复体的固位和机械支持。体外试验证明，不完全的树脂聚合将显著降低黏结强度，并有可能导致临床上修复体的早期脱落和失败。不完全聚合最可能发生于厚的瓷修复体，例如嵌体和高嵌体，在这些修复体的某些区域瓷层的厚度通常接近于 4～8 毫米。在相对较薄的前牙瓷贴面中，光线很容易正面透过 0.5～1.0 毫米的瓷层，不完全聚合很少出现，然而，在贴面的邻间区域，光线则必须以一个角度才能进入，此时

光的穿透能力和树脂的聚合程度就有可能降低。不论瓷修复体较薄还是较厚，其即刻固位都不会受到影响，因为总会有一些较薄区域的树脂可以达到完全固化来固定修复体，因此，有时修复体尽管看上去已经固位，但仍可能存在许多树脂未完全聚合的部分，而这些树脂最终将被冲刷或磨蚀，导致边缘龋坏的发生。

二、影响黏结耐久性的因素

(1) 选用能够获得良好酸蚀质量的陶瓷材料。
(2) 瓷修复体与牙体组织具有良好的适合性。
(3) 正确进行陶瓷的酸蚀操作。
(4) 黏结前应选用较好的硅烷耦联剂。
(5) 选用具有合适性能(如流动性和机械强度)的树脂水门汀。
(6) 临床操作中注意细节。

三、瓷修复体的使用寿命

瓷修复体不会像直接树脂修复体那样受到表面磨损、粗糙、变色的影响，它的使用寿命主要依赖于修复体和内层牙体组织之间的黏结强度。较弱的树脂/瓷黏结强度或黏结耐久性将导致修复体变形或断裂等早期失败。因此，在临床使用过程中，获得理想的瓷/树脂黏结性能对修复体的耐久性来讲是至关重要的。

尽管最长的前牙酸蚀瓷修复体已经有 3～8 年的临床报道，但修复体的使用寿命不能仅通过测试体外机械强度而衡量，也不能仅通过临床数据说明一切。基于直接黏结技术的临床经验和对树脂、陶瓷性能的了解，酸蚀的陶瓷修复体的寿命已经接近于陶瓷全冠。而某些特定的方面，例如尽量保存更多的牙体组织等，瓷贴面比传统的陶瓷全冠更有优势。

第四节　牙 体 预 备

关于瓷贴面的牙体预备有多种不同的观点。一些临床工作者主张不磨或少磨牙齿，而另一部分人则提倡对牙体唇侧面及邻面接触区进行充分深度的预备。并没有科学数据支持任何观点的对错，各种预备方法均存在一定的优点与不足。从临床每一个特定的病例来看，如何预备牙体应取决于个体自身的差异。本书提出的思想是从生物学角度出发，制作的修复体应尽量降低医源性疾病的潜在危险性。如果能不预备牙体即可放置贴面并维持良好的美观性，也不继发牙周改变的话，显然是最

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

理想的方案，但如果做不到这一点，一定程度的牙体预备就是必要的。

因此，瓷贴面的牙体预备并没有唯一方案或完美方案。是否磨除釉质应遵循以下生物和技术因素。

1. 美观

不进行牙体预备时贴面就位后会出现牙体变大、唇侧突出等问题。原本舌侧倾斜的牙齿可不预备牙体，因为这类牙齿贴面修复后可纠正相对位置，获得满意的外观。

2. 牙齿相对位置

如果一或多颗牙超出牙弓其他牙齿的外形线，则必须确保必要的牙体预备量。

3. 重度变色牙

这种复杂的病例往往需要特殊的预备和修饰措施以遮盖住底色。

4. 边缘放置

瓷贴面边缘放置的部位应根据龈缘的位置考虑。

5. 年龄

瓷贴面的牙体预备应考虑患者的年龄及牙髓接近表面的程度。

6. 心理因素

医师应该了解患者对美观的大体要求，并在确定牙体预备的细节后与患者沟通，因为这些将影响预期的美观效果。

7. 潜在的牙周改变

了解患者的牙周病史及组织对菌斑的敏感性。

8. 菌斑清除

评价患者自行清除瓷/牙体界面菌斑的能力。

要使瓷贴面具备美观性和生物相容性，就必须对牙体表面进行必要的磨除。釉质磨除的部分可由同样厚度的瓷层恢复，最终修复牙体的外形将与原牙相近或轻微增大。

如果牙体预备完成线为羽状边缘，技工很难制作与之准确密合的贴面，另外，瓷层厚度小于 0.3 毫米时同样不易操作。所以，基于技工操作的需要，釉质去除量至少应在 0.3～0.7 毫米之间。

牙体预备要考虑 5 个方面：唇侧预备、邻间区扩展、龈沟扩展、切端或殆面预备、舌侧预备。

一、牙体预备的合理性

牙体预备出于以下几点原因。

(1) 为瓷材料提供足够的空间。

(2) 去除切端或邻间区的突起，提供就位道。最佳就位道确定的原则是需要最少的釉质去除量，同时又根据患者的美观要求进行调整。

(3) 需要局部遮色时，为必要部位提供容纳复合树脂水门汀的空间以达到充分遮色效果。

(4) 为贴面的正确安放提供明确的就位标志。

(5) 提供利于酸蚀和贴面黏结的新鲜釉质表面。

(6) 利于严重变色牙的边缘在龈沟内的放置。

二、牙体预备步骤

1. 唇面预备

唇面预备应该提供美学修复体的放置空间，理想情况下，瓷贴面恢复的量即是预备过程中釉质磨除的量，然而某些特定情况，如扭转牙或唇侧转位牙则首先应磨除牙体唇侧突出部分使其与牙弓中其他牙齿保持一致。

尽可能使贴面各个部分的预备限制在釉质范围内，尤其是边缘部分必须位于釉质内以确保获得良好的封闭。

某些情况下为使牙齿达到整齐的排列，牙体预备会不同程度地导致牙本质暴露，如果暴露区域局限且预备边缘仍保持在釉质内，则并无不良后果；如果暴露区域较大，也应确保至少50%以上的预备在釉质内进行，这是因为：① 牙本质提供的黏结强度和封闭效果不如釉质；② 新鲜牙本质暴露后酸蚀剂和黏结材料有引起牙髓充血甚至坏死的危险。

(1) 深度引导：牙体预备时没有引导的随意磨除其去除量是很不准确的，深度引导车针(depth preparation bur，图 4-1)和剖面硅橡胶指示(sectioned silicone index，图 4-2)是两种理想的牙体预备指示工具。Brunton 的研究显示，通过以上两种工具，医师区分相对预备深度的能力可达 0.1 毫米。深度切割引导车针可以在牙体的颊面形成水平条纹或切割沟槽，车针径的空白区域不具有切割作用，用来限制预备的深度。

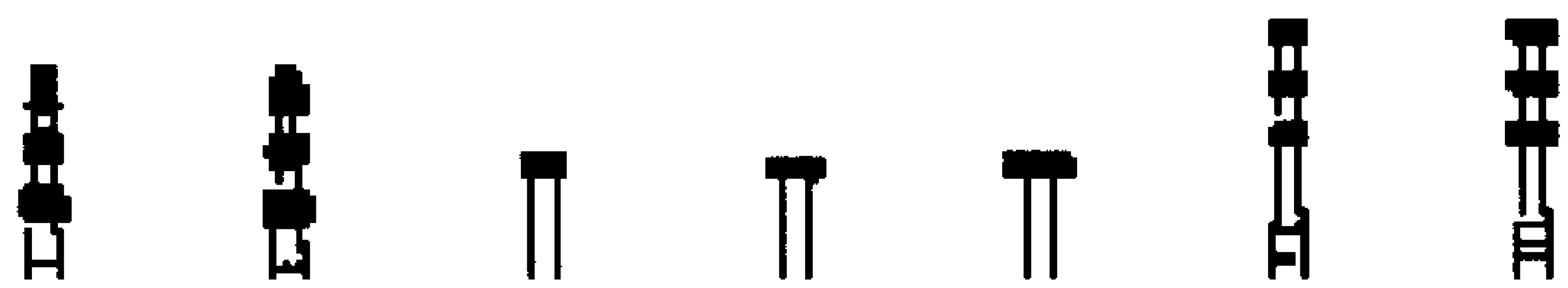


图 4-1　不同规格的深度引导车针

金刚砂深度切割引导车针有多种尺寸，均可用于牙体预备。多数情况下使用预备量为 0.5 毫米的车针。对于下切牙等较小的牙齿，由于釉质厚度较薄，可使用预备量为 0.3 毫米者。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

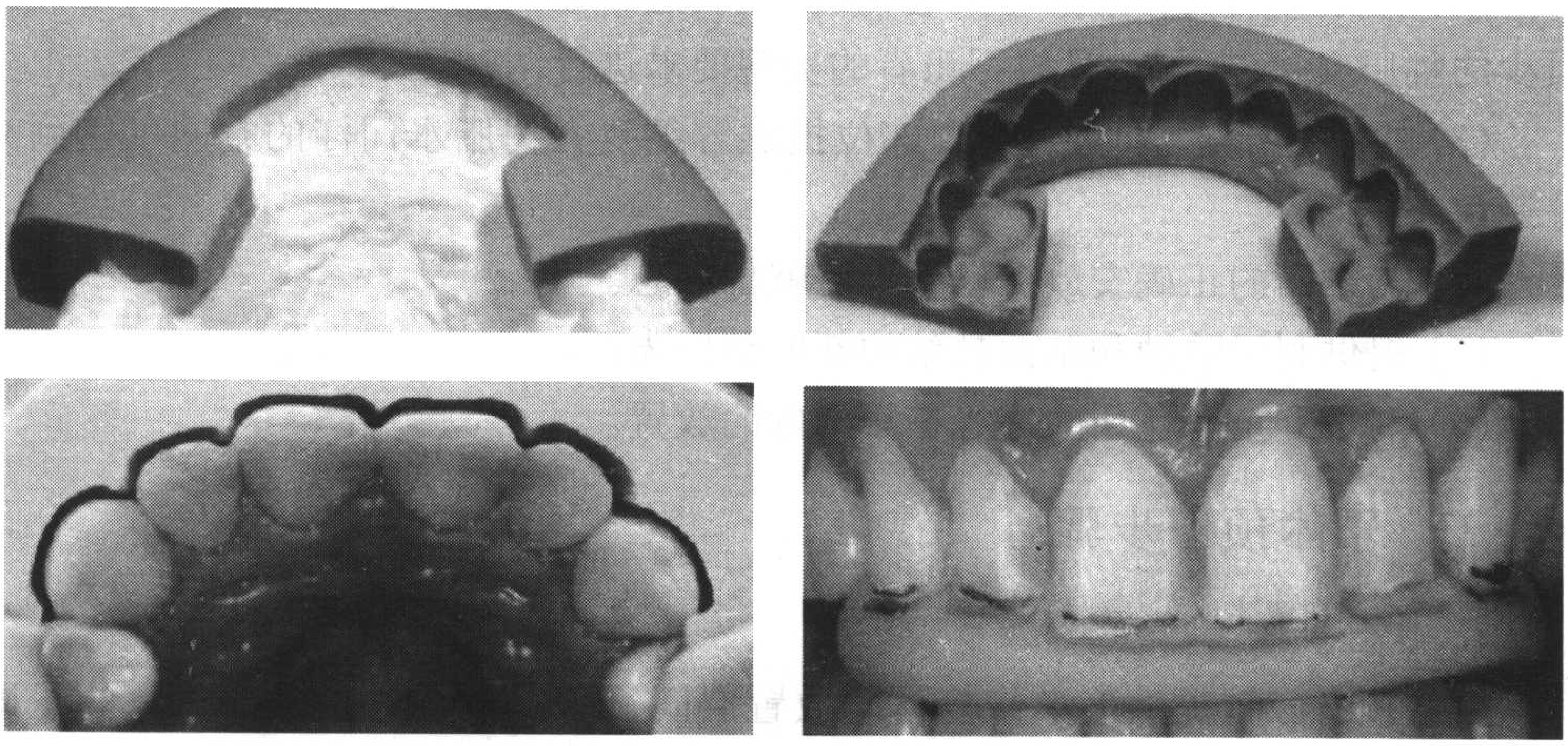


图 4-2 用硅橡胶指示牙体预备量

确定牙体的预备量，选择合适的金刚砂深度切割引导车针沿近中至远中方向切割牙体唇侧面，可见形成一定深度的水平沟槽(图 4-3)，其间为突起的釉质带。去除剩余的牙釉质至引导沟底部即可获得恰当的预备量，某些观点主张余留一定量的釉质带作为贴面放置的定位标志。

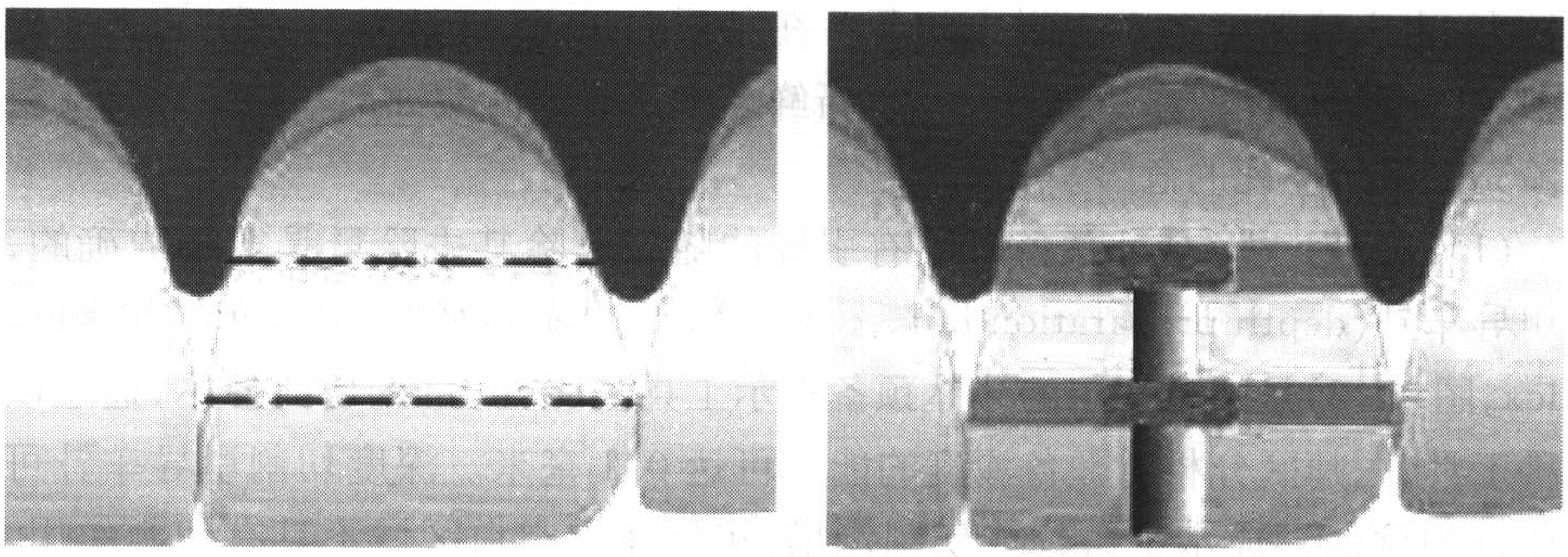


图 4-3 深度引导车针预备示意图

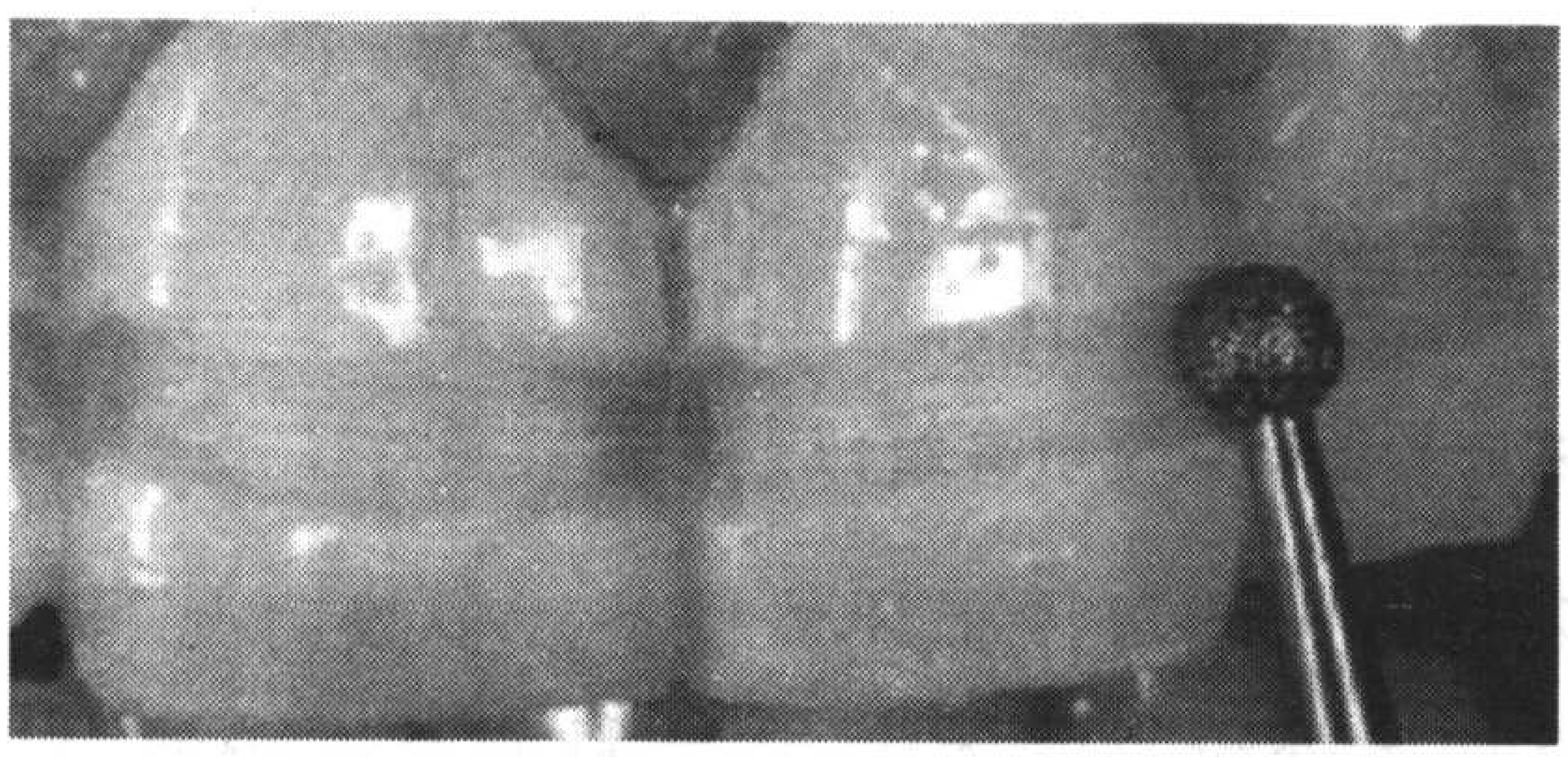


图 4-4 用球钻预备引导沟

球钻也可用于评估釉质的去除量，但较为复杂。将球钻按一个小的角度持拿车针，以便通过金属杆的基底限制钻进入釉质形成凹痕的深度(图 4-4)。由于这些凹痕在釉质表面是随意制备的，因此必须保证随后制

备凹痕的角度和深度要与前者保持均匀和对等,另外,也要再沿龈缘的弧度磨出同样深度的沟槽。此方法的问题是釉质的预备深度随车针的角度发生变化,操作耗费时间。

(2) 剩余釉质的预备:在形成切割的沟槽或条纹后,剩余的釉质必须根据这一最初深度预备(图 4-5)。唇侧面的预备包括 2 个方面:① 为了增加固位力以及使牙体反射光线穿过贴面发生更好的折射作用,大部分预备应以粗砾的金刚砂石完成;② 边缘区域的预备应使用细砾金刚砂石,以形成明确、光滑的完成线,提高周边区域的封闭。

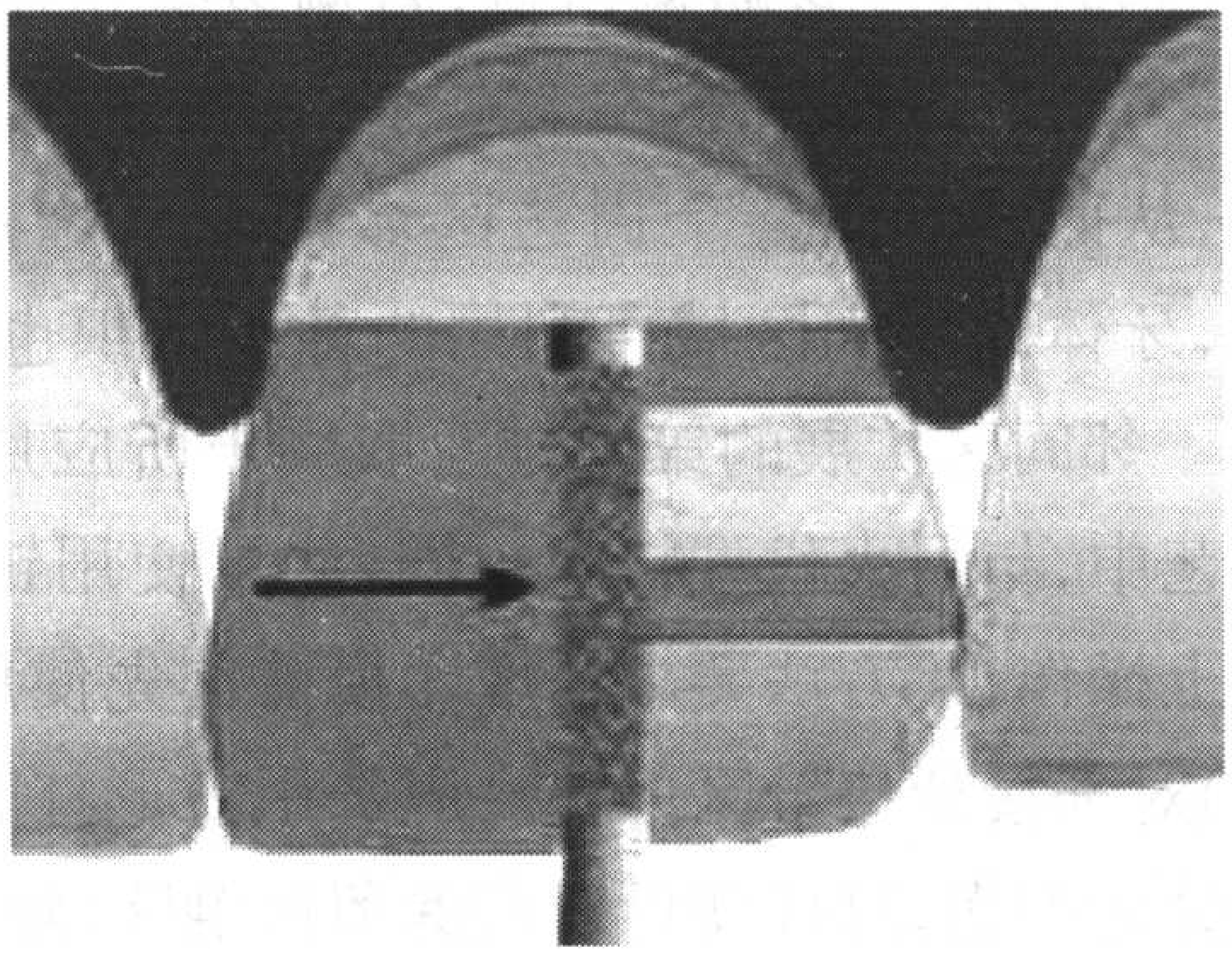


图 4-5　根据引导沟预备唇面

边缘预备操作时车针先沿近中至远中的方向穿过牙体颊面,随后按牙龈的弧度从邻间乳头中央的顶端向下至自由龈顶点,再重新向上至远中邻间乳头的尖端。大多数病例的完成线应位于龈缘处。

确定就位道的方向,如果贴面从切缘向颈向戴入时,去除牙体组织的倒凹是必要的;如果贴面不覆盖切缘采用由颊向就位时,则不必去除所有牙体的突起。

2. 邻间区扩展

如果原有的牙体邻接关系良好,应尽可能保留原有的邻接关系,但是应保证瓷贴面的边缘隐藏于楔状隙内,以使预备边缘在斜视或直视的情况下都不可见。根据牙齿的个体形状,通常将贴面边缘延伸至邻面接触区的一半。贴面延伸超过近颊线角和远颊线角也确保了树脂以正确的角度黏结于唇面形成包围效果(图 4-6 左),从而提高黏结强度。

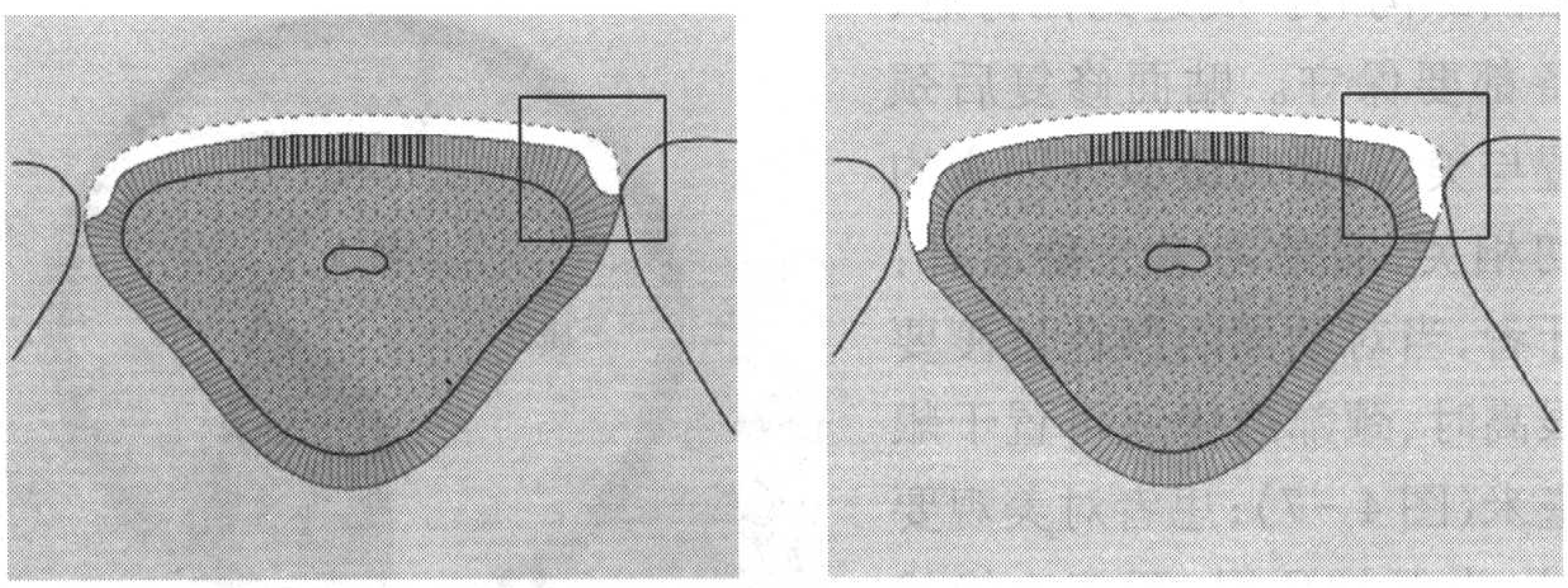


图 4-6　两种贴面邻间区扩展方式殆面观

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

如果原有的邻接关系不良时，如继发龋、锥形牙、过小牙、扭转牙和错位牙，牙间隙过大；或牙体严重变色时就需要预备邻面接触区（图 4－6 右）。为了美观，恢复的邻接区应该略偏舌侧，唇侧边缘和外展隙应圆滑，防止倒凹形成。

对技工来讲，邻间区域的额外预备可以为瓷层在此区域提供一个增加的空间，从而使贴面整个周边区域的强度增加（例如邻间区域、切缘、颈部）。与此同时，牙体的邻间区域可利用的釉质组织也往往较厚，可以允许适度增加预备量。

邻间区扩展的第二方面取决于所应用瓷贴面的加工技术。在烤瓷贴面的制作工艺中，与耐火代型技术不同，如果使用铂金箔技术则贴面需要分别在每个个别代型上操作，此方法要求在取印模前首先使用细的单面金刚砂打磨带（粒径 20～60 微米）对邻接牙接触区修整。应选用 S 形打磨带打磨接触区塑形而不会导致牙体其他部分的损伤，这样便可以在保留接触区（颊舌径减小）的前提下在模型表面形成清晰的界限，使得代型分离更容易和完整。修整的程度以接触区牙线通过时保持一定的阻力为准，这样才能维持牙弓的完整性和稳定性不受破坏。

3. 牙本质暴露

当预备颊侧倾斜的牙体并欲使之与牙弓其他牙保持一致时，预备过程中就可能出现牙本质暴露的情况。旋转牙、已有牙龈退缩的病例预备的顶点伸展超过釉牙骨质界时也存在类似的问题。

如果牙本质暴露区域周围被釉质包围，则可以提供足够的边缘封闭，此时用牙本质黏结剂处理即可。

如果牙本质暴露出现于周边区域（如颈部），由于牙本质黏结剂仅提供黏结作用而并无封闭效果，所以需要增加预备深度，然后以玻璃离子垫底（玻璃离子基底能与牙本质黏结并将其封闭）。颈部楔缺是一类有效利用玻璃离子的典型病例。玻璃离子不仅可以封闭缺损区域的牙本质，还可持续释放氟离子达到防龋效果。

4. 颈缘位置

瓷贴面龈沟的扩展远比任何冠、桥的预备都要保守。贴面修复后颈缘的位置与美观，牙周健康等因素的关系密切相关，通常考虑三种设计：非变色牙者，当对贴面的颜色过渡要求不是很高时，颈部边缘线可置于龈上 0.5 毫米（图 4－7）；患者对美观要求较高时，为保护牙周，颈部边缘线可平齐龈缘或适当进入龈沟，但深度不超过 0.05～0.1 毫米；牙体变色严

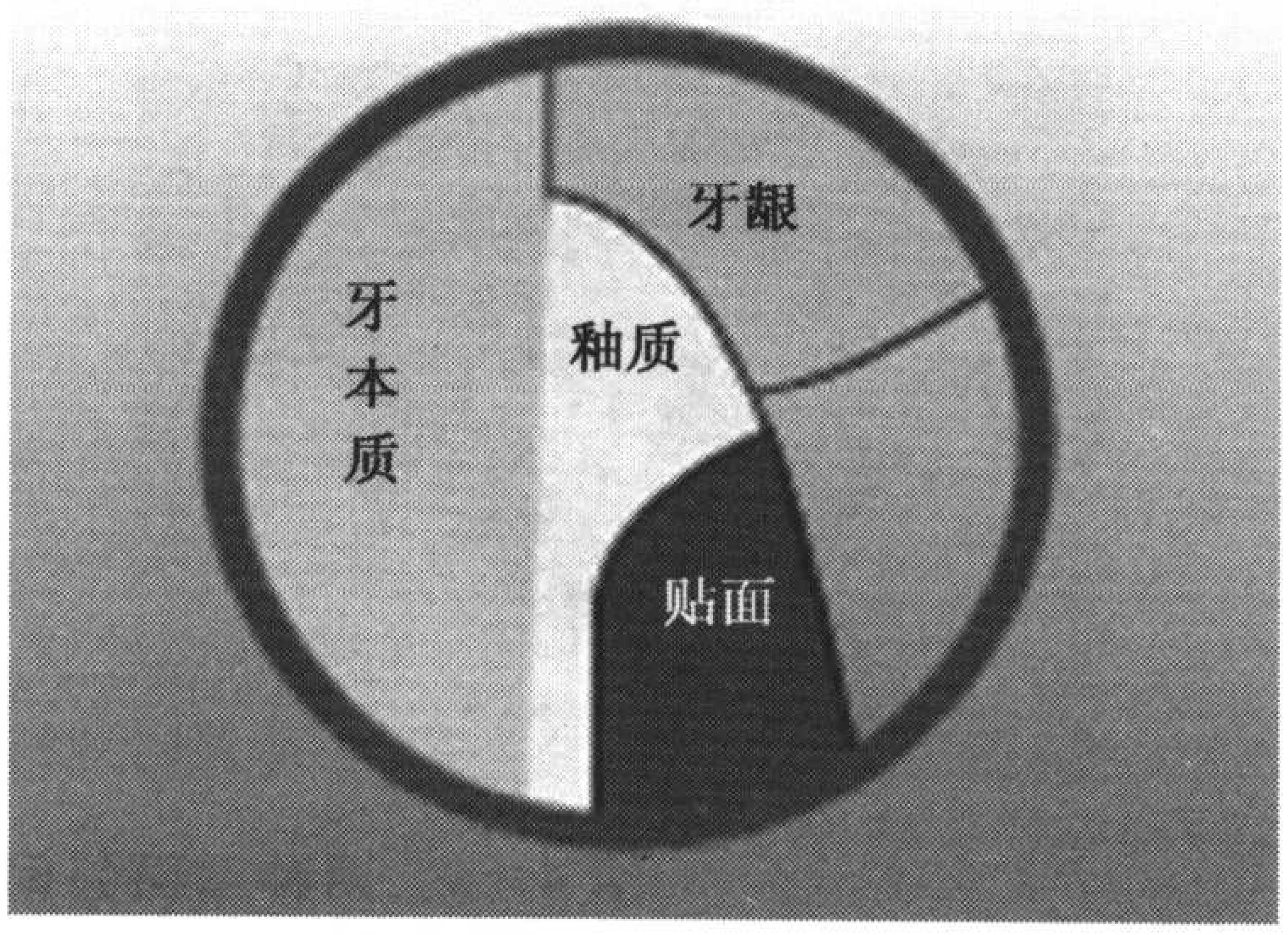


图 4－7　贴面龈缘的恰当位置

重，为防止暴露深色的基牙牙体，颈部边缘线需要置于龈下 0.5 毫米。

牙体初步预备到达龈缘时应放置收缩线，随后再进行精修并向龈沟扩展。其目的为：提供车针的入口；减少牙龈损伤；操作中可直视边缘。

由于组织的移位，在牙龈收敛作用消除之前精修后的贴面边缘可能看上去像是位于龈上，应根据实际情况鉴定。龈沟内的预备与生物学宽度保持了相当的距离，因而不会对其造成破坏或导致不利的牙龈反应。

预备边缘的位置必须考虑到组织的移位，使这一位置在瓷贴面和黏结界面的修整抛光时能够再次暴露于医师视野中。

釉牙骨质界处的釉质很薄而不能被酸蚀或用于封闭贴面，保守的龈沟预备也有助于确保完成线远离此处。

(1) 四环素牙：四环素牙是一类需要增加贴面在龈下扩展深度的特殊病例，这样做法的目的是隐藏易于透过龈边缘组织的严重变色牙体。如果预备穿透釉质到达牙本质，仍应保证贴面周边有足够的釉质组织获得封闭。

四环素牙修复面临的难点是，由于颈部区域没有足够的釉质来遮盖变色牙本质或无法保证足够的预备，此区域的颜色往往是最深的。如果进一步去除牙釉质又将使底层着色的牙本质暴露出来，使得变色更加严重。

(2) 完成线的外形：关于瓷贴面龈缘完成线的外形仍存有很多争议，圆凹形肩台(图 4-8)、羽状边缘等任何一种类型在临床上都有应用。

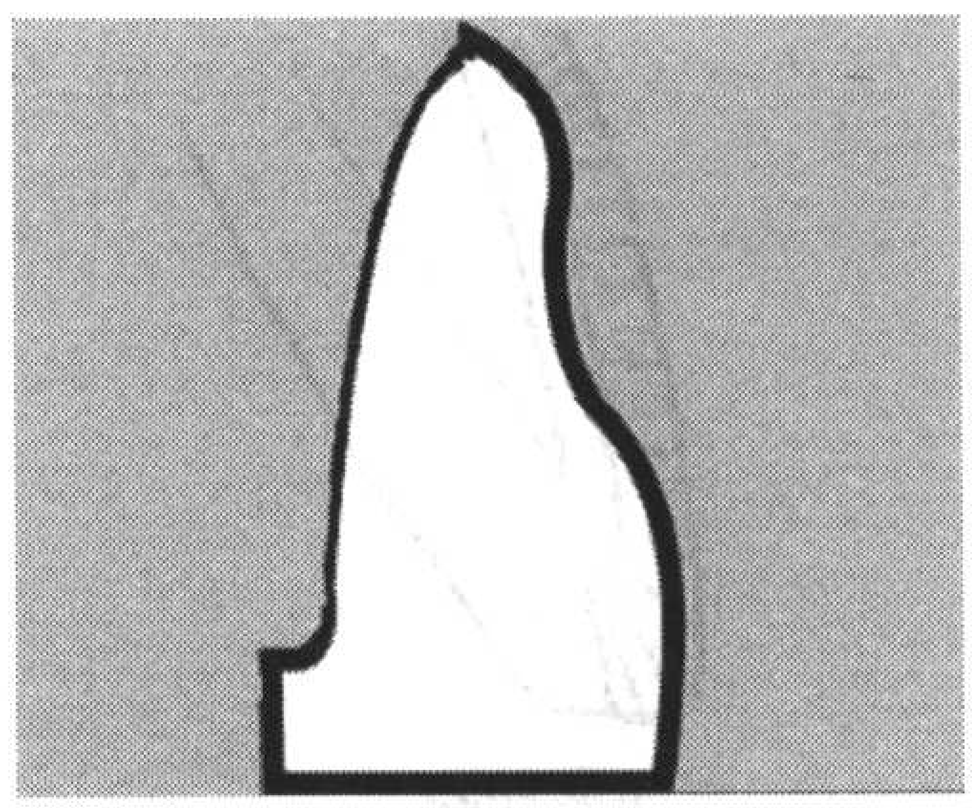


图 4-8　圆凹形肩台

从纯粹的牙周角度来看，贴面与余留牙釉质之间形成连续一致的形状被认为是最理想的。例如，贴面和釉质的交界处不形成悬突，外形轮廓应保持连续性以防止微生物的聚集。因此，完成线应有明确的预备以确保贴面在此处具有足够的厚度和强度，同时又不会过度延伸外形至敏感区域。瓷材料的性能和贴面制作的工艺要求颈部至少预备 0.25 毫米以上。

尽管羽状或刃状边缘完成线是最保守的预备，但二者都有操作性较差的缺点，原因如下：

(1) 难以加工瓷层至准确的厚度，边缘适合性或封闭性较差。

(2) 不可避免地增加龈下修复体的厚度从而存在潜在的导致牙龈、牙周疾患的危险。

(3) 难以准确地界定预备线的末端。

通过双砾金刚砂车针或类似形状的车针可以制备出理想的具有改良斜面的完成线。釉牙骨质界区域的釉质厚度迅速降低，改良斜面需在接近此处预备出

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

±0.25毫米的深度。颈部区域斜面的预备有助于去除牙体表层的抗酸釉质，并暴露内部容易酸蚀的部分，从而使修复体获得更好的封闭。

具有改良斜面的完成线具有以下优点：

(1) 增加了边缘部分瓷的体积，从而在无需扩大外形的条件下增加修复体的强度。

(2) 获得合适方向的釉柱分布，增加了颈部边缘的黏结强度。

(3) 形成准确界定的完成线，同时不会引起瓷烧结收缩的增加，提高了适合的准确性。

(4) 极大地方便了医师在戴入贴面时获得正确的龈缘完成线。

(5) 明确的停止标志有助于贴面的正确就位。

(6) 应用双砾型金刚砂车针时，其尖端细砾金刚砂砾使得修复体获得良好的适合性和合理的边缘封闭。

5. 切端的处理

切缘的处理是瓷贴面基牙预备争论的集中所在，目前存在四种基本类型：开窗型(window)、羽状型(feather)、斜面型(bevel)、切端覆盖型(incisal overlap)，其中前两者不预备切缘(图 4-9)。

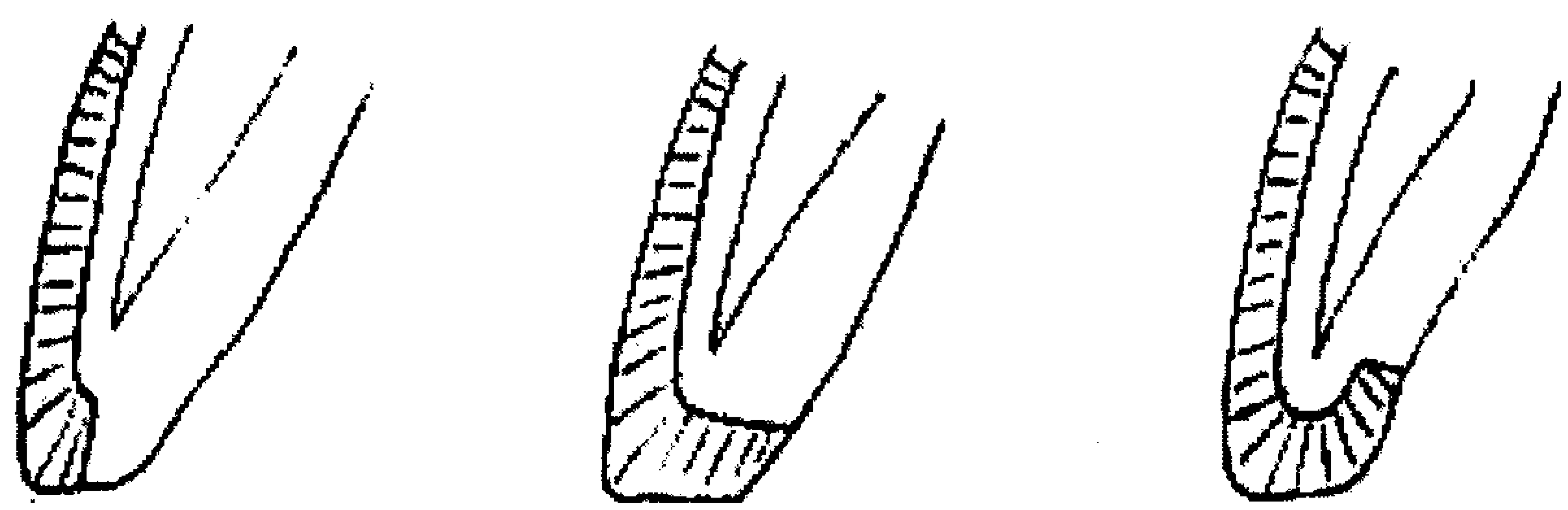


图 4-9 预备切端的常见形态

覆盖切缘的瓷贴面在戴入过程中有一个明确的停顿位置，可以帮助医师评价修复体是否获得了正确的就位。切缘覆盖甚至可以纯粹用来作为定位装置，一旦贴面黏固后即可去除，这种类型的切缘扩展并不需要真正的切缘预备，可以直接在修复完成后磨除切端的重叠部分。

Hui 等人证明，切端覆盖型瓷贴面应力大部分由瓷承受，而未预备或开窗型的应力可以得到牙体分散，因此能承担更大载荷。Hahn 在“不预备”、“切端磨除”和“仅预备唇面”的基牙上制作瓷贴面，发现抗折裂强度分别达到(653±201)牛顿、(466±99)牛顿和(693±187)牛顿。Castelnuovo 比较了“无切缘预备”、“切缘磨除 2 毫米但不形成腭侧斜面”、“切缘磨除 1 毫米并形成 1 毫米的腭侧斜面”、“切

缘磨除 4 毫米并形成 1 毫米的腭侧斜面”几种预备方法后认为前 2 种的抗折裂强度最高。

如果希望通过修复增加牙体高度,则必须进行实质性的切端预备。预备时磨平切缘以增加釉质的宽度和扩大黏结面积。颊面和舌面形成的尖锐线角须打磨圆钝,这可以再次增加釉质面积,并防止应力集中和瓷内部裂纹的扩展。

如果希望恢复原有的牙体高度,则切端预备量应至少为 1 毫米。需要增加牙体高度时可仅对牙体切缘简单调磨,无需进行纵向预备。

如果贴面设计为切缘覆盖型,在预备的周边区域、邻间区域、切缘处增加牙体的水平预备量仍是有益的,这可以为技师堆瓷提供额外的空间,增加贴面周边的厚度,提高修复体的强度。

下颌的运动会在瓷贴面和牙体的交界处形成剪切力,导致出现瓷断裂概率的增加、黏结力下降,以及关键区域树脂水门汀的进行性暴露等问题。因此切勿将贴面的切端置于这些功能区域。

6. 舌侧预备

如果设计为牙体进行切端预备时(斜面型、切端覆盖型),需要同时对牙体舌侧的釉质进行调磨,在切/舌交界处形成圆钝的斜面,以使瓷贴面在切缘行使功能的过程中免受剪切力作用。舌侧完成线或边缘的预备可使用圆头锥形金刚砂车针进行,利用车针的末端形成 0.5 毫米深度的无角肩台。切端舌侧完成线的位置约在切端向下舌面 1/4 的位置,距正中接触区约 1.0 毫米,且与两侧邻面完成线相连。

舌面釉质的调磨同样对以下情况有帮助:在用于切割和导向的舌侧重要区域增加瓷层厚度;确保切缘部位釉柱以正确的角度与贴面黏结,增加强度等。

牙体唇侧存在的过量凸起可能很难使贴面覆盖切缘或维持切向就位道,然而去除牙体唇侧突出的组织尽管方便了就位,但却会暴露大量的牙本质。这种情况下应在预备时尽量将切端打磨圆钝,并设计为旋转就位的方式,必须避免强行采用颊向就位而在舌切线角处形成抵触的瓷对接点,否则贴面将受到下颌运动剪切力的作用,减少行使功能的寿命。

三、牙体预备的评价

在制取印模前,医师应再次按以下标准评价釉质的预备:

(1) 均匀充分的整体预备。

(2) 明确光滑的完成线——必要时制备改良式斜面。

(3) 无倒凹的简单就位道。

(4) 圆钝的线角。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(5) 接触区的调改。

是否进行牙体预备最终由临床需要决定,必须基于以下原则:

(1) 牙齿在牙弓中的相对位置,错位牙和扭转牙需要预备以使其纳入牙弓界限内。

(2) 贴面改善基牙的颜色,着色严重的牙齿为了更好地遮色通常需要增大预备量。

(3) 过度构筑的外形可以引起微生物斑块的聚集,导致牙龈疾患,如果贴面止于龈上则有较好的自洁作用。

(4) 部分覆盖贴面关闭牙间隙时仅需少量预备或不预备。

(5) 患者的年龄,牙髓的相对位置和对牙体预备的心理状态。

医师还应该评价患者的个人期望值,如果患者对磨牙存在较多疑虑,最好不要进行预备,保留重新选择的机会,如果患者在修复后不满意,必要时可以磨除瓷贴面,重新抛光釉质恢复患者牙齿的原貌。

第五节 印模与暂时修复

瓷贴面的制作采用间接方式完成,因此需要制取主模型,模型必须能够准确复制口内的情况。

制取印模的材料可以从用于冠、桥的常规材料中挑选。目前常用的印模材料主要有水胶体印模材(琼脂、藻酸盐等)和合成橡胶印模材(硅橡胶、聚醚橡胶、聚硫橡胶等),临床选择要综合考虑精度、黏滞度、强度、操作难易、稳定性、成本等因素。印模材的亲水性好,不仅取模时可以精确地复制牙体和组织的细微特征,而且在灌模时可使石膏充分铺附,形成良好的边缘形态,产生孔隙的概率较小;印模材的黏滞度越低则流动性越高,复制细节的能力也同样增强,但抗张强度随之降低,易发生变形或损坏。藻酸盐印模材价格便宜,亲水性好,但复制精度相对较低,不能完全确保贴面的精准适合;尽管琼脂印模材可以应用于大部分冠、桥的制作,但由于强度较差,并且贴面基牙预备后存在某些薄弱部位(如牙齿接触区之下或之间、未预备的倒凹区等,这些倒凹区在传统的冠预备时是需要去除的),所以用其制取印模时容易撕裂;硅橡胶精度和机械强度均较好,结固后尺寸稳定,可长时间放置而不发生体积变化,并能多次灌模,但不具亲水性,应用时需施用表面活性剂;聚醚和聚硫橡胶的性能接近硅橡胶,但其结构中包含 C=O、C—O—C(聚醚橡胶)或—S—S—、—S—H(聚硫橡胶)基团而亲水性更强。印模材的细节复制能

力按可逆水胶体、硅橡胶、聚醚橡胶和乙烯基硅氧烷(vinyl polysiloxane)的顺序依次增强。

在决定具体选用何种印模材之前,必须首先确定瓷贴面采用何种技工室的贴面加工技术。

以烤瓷贴面为例,铂金箔技术利用传统硬石膏灌制主模型,代型石膏可以很容易灌入印模材料中,准确地复制牙体预备的情况,应该注意到,采用此技术时主模型将被分割为个别代型,所以牙体的接触点应事先用超细金刚砂带修整(仍保持牙线轻微受阻),以明确每颗牙的轮廓。

耐火包埋技术应用的代型材料是磷酸盐耐火包埋材,该技术禁止使用琼脂印模材翻制耐火模型(琼脂材料在包埋材结固产生的热量下会出现变形),应首选合成橡胶类印模材,如乙烯基聚硅氧烷等。另外,用正畸蜡填充舌侧邻间区倒凹必须谨慎,如果使用金箔技术则禁止以蜡充填,否则技工将无法分割模型。使用耐火包埋技术制作贴面时甚至可以去除托盘的舌侧翼而仅制取颊侧印模。

多数情况下,印模是被送至技工室由技师灌注模型的,琼脂印模必须立即灌注,并且不能重复灌模。合成橡胶材料则更有优势,它可以在运输过程中保持尺寸的稳定,并且可以多次灌模。

瓷贴面修复制取印模可以选择全弓(full-arch)或双弓(dual-arch)托盘(图 4-10、图 4-11)。研究认为,后者制取印模的准确性较前者更高,可以一次取得上下颌印模,并同时记录咬殆关系,简化了操作,因此值得推荐,但操作时必须配合使用刚性高的印模材以防止印模发生变形。托盘的制作材料可以为塑料或金属,两者略有差别。Ceyhan 就托盘、印模材及灌注顺序对模型精度的影响进行研究后得出以下结论。

(1) 灌注顺序不对模型精度产生影响。

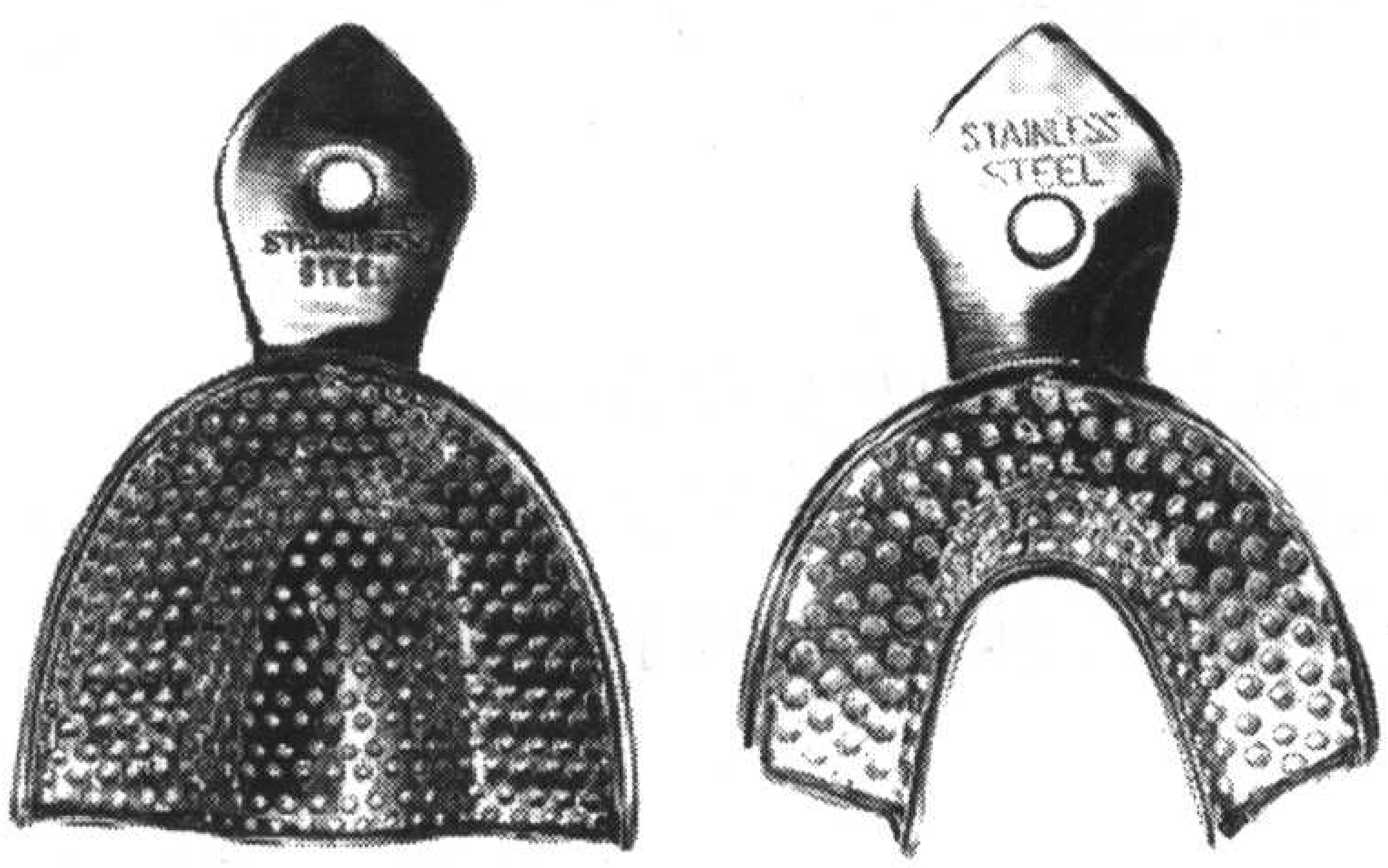


图 4-10 全弓托盘



图 4-11 双弓托盘

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(2) 双弓托盘灌制模型三个方向(𬌗龈、颊舌、近远中)的尺度均小于真实值。

(3) 刚性高的印模材灌制模型的颊舌向尺寸稍大于真实值。

(4) 使用单相(monophase)印模材时,塑料双弓托盘制取的印模所灌制模型的近远中尺寸小于金属托盘。

(5) 刚性高的印模材灌制模型的𬌗龈向尺寸大于单相印模材。

(6) 以上差异在实际中多数可通过模型涂布 2 次间隙材料补偿。

一、印模技术

1. 组织处理

完成线预备至龈缘处暂时停止,描画出贴面的周边区域。此时,即可进行排龈操作(图 4-12)以便暴露龈沟内的情况。

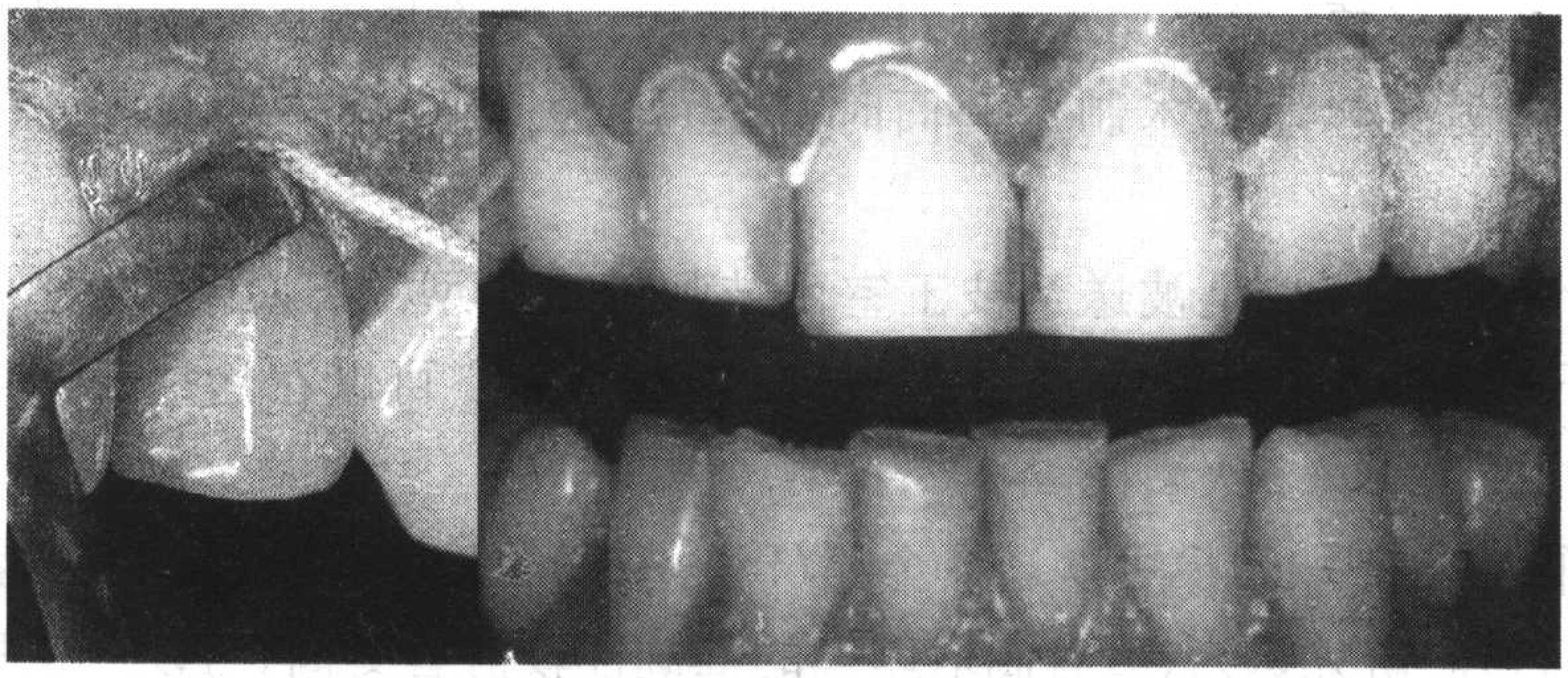


图 4-12 压龈操作

用充满排龈剂(如硫酸铝)的细棉线填压至龈沟内,侧向推开牙龈组织并提供进入龈沟的入口,使医师在直视下制备出最终完成线。收缩线填入龈沟时动作应轻柔,禁止用力超过 5 克以防止破坏结合上皮的完整性。填压时棉线按照从近中邻面中央处延伸,环绕颊面并至远中邻面区的方向进行。填压后棉线需在固定位置保持 5 分钟,棉线还需保持湿润以避免撕裂脆弱的结合上皮引发出血。

2. 制取印模

硅橡胶印模材料有 2 种稠度可供选用:轻体(light)和重体(heavy)。

托盘材料配合使用重体硅橡胶印模材,轻体印模材应使用专用注射器注入龈沟内。琼脂印模材使用时可简单地涂抹于预备的牙体,这有利于重体印模材将其挤进龈沟及邻间隙中复制出周边区域。

制取印模时应由颊向倾斜插入托盘以确保准确记录所有的唇和龈关系(图4-13)。

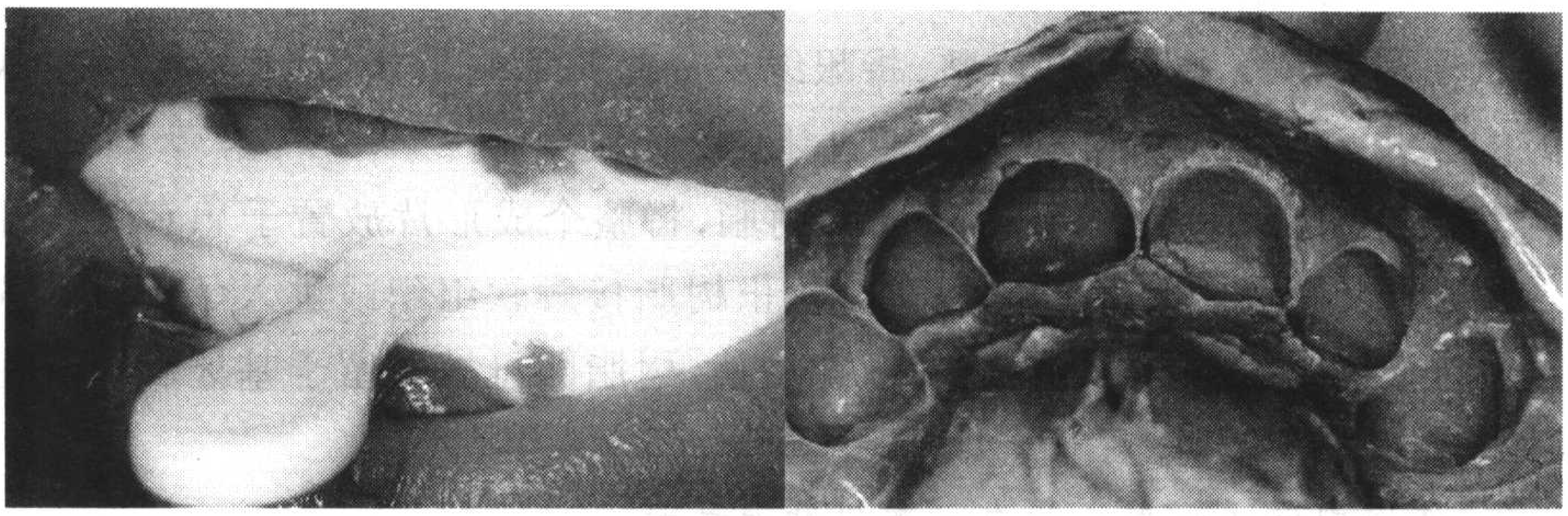


图 4-13 印模的制取

二、暂时修复

多数情况下,贴面牙体预备量仅占釉质的一半,牙本质小管并未暴露,患者不会出现或极少出现敏感,对美观的影响也较小,因此通常无需暂时修复。另外,由于暂时贴面材料容易导致引发牙龈炎症,所以也并不提倡使用。

在特殊的病例中,当所需要的牙体预备量过大时,暂时修复就是必要的。例如,存在牙本质暴露区域,出现敏感症状;牙体预备导致接触区开放使得在最终贴面戴入前的过渡期可能出现牙体位移;切缘预备的牙齿需通过暂时贴面防止萌出;患者不能接受牙体预备对美观造成的影响等。

暂时贴面修复有如下四种基本技术。

1. 直接复合树脂贴面技术

这一技术是指将复合树脂修复材料直接固位在未酸蚀的基牙表面。

用复合树脂放置装置在复合树脂未聚合前塑形,光照固化,随后用高速涡轮机和复合树脂抛光车针以邻牙或对颌牙为参照将其修整成合适的形状。

暂时贴面修复通常不需酸蚀牙体或使用任何形式的黏结剂,但在特定条件下可能需要酸蚀颊面中央的小块区域,并应用黏结剂来提高固位力,此时应注意必须确保预备牙体的周边区域不被酸蚀。

暂时贴面可用去冠器去除或高速涡轮机及金刚石砂石磨除。去除过程造成的少量釉质磨损并无大的影响,可以通过黏结时的复合树脂水门汀来补偿。去除暂时贴面时覆盖于未酸蚀基牙周边区域的部分将随其他部分一同脱落,不会影响内侧的基牙组织。

直接树脂系统最适用于 1 个或 2 个单位贴面的暂时修复,如果为 4 个单位以上可能会占用大量的椅旁时间。

2. 使用中空成形型片(vacuform matrix)的直接光固化树脂贴面技术

在牙体预备前取得患者口腔的模型,对模型修改或塑形获得更美观的牙体形

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

态,送至技工室制作中空成形片。

从模型上分离型片加以修整,将龈缘部分修整为扇贝状,并截短延伸至软组织方的区域,使成形片能够很好地通过牙体邻间区域。

在成形片的唇面充填光固化复合树脂,将整个成形片放置于患者预备牙体上。树脂固化前调整到正确的形状以防止树脂接触软组织或进入邻间区。选用合适的光固化装置照射固化,随后取掉型片,树脂即可被保留于基牙表面。用磨光钻或抛光片修整暂时贴面。

3. 使用中空成形型片的自凝塑料贴面技术

将自凝甲基丙烯酸甲酯混合至湿糊期,注入中空成形型片的唇面,待其进一步聚合到达面团期。

树脂到达面团期后,将型片在进行过润滑处理的基牙上就位,随后轻轻地将丙烯酸树脂贴面在型片中上下移动,使其固化后不会进入预备牙体的任何倒凹区。从牙体上去除暂时贴面并进行修整和抛光(操作时注意避免折断),完成后利用树脂黏结系统黏结,并在光照前仔细去除过量的黏结剂,也可不进行黏结将其作为可摘暂时修复体。

4. 间接复合树脂/丙烯酸树脂贴面技术

此类暂时贴面可于技工室内在工作模型上制作。制作时将牙片和材料轻置于模型的基牙上固化,分离前修整并抛光。用复合树脂系统黏结就位。

通常情况下,以上任何一种暂时贴面技术均不需要酸蚀,在复诊时这些贴面能够很容易被剥除而不会影响基牙随后的釉质酸蚀能力。如果暂时贴面需要附加黏结,则应使用凝胶型酸蚀剂在颊面中央酸蚀一小块区域,再以无填料树脂固定。

三、颜色的选择

比色时选择比患者所期望的颜色稍亮一些是非常明智的做法。复合树脂水门汀具有精确调整颜色的能力,实际过程中,将现有的颜色向暗色调调整往往比向亮色调调整容易,所以在选择颜色时应使色相偏高,彩度值偏低。贴面的颜色选择与传统的冠、桥技术有一些不同,后者所选的任何比色方案都能被技师准确匹配,但在贴面的制作工序中,即使技师能够精确地配出某种颜色,一旦贴面在患者口内就位黏固,其最终的修复颜色就有可能发生明显的变化,这是由于瓷贴面的最终修复颜色不单纯依赖所选瓷粉的配色,它是以下几种因素合并作用的结果:牙体的原始颜色,选择瓷粉的颜色及添加遮色瓷的量,复合树脂黏结剂的颜色和透明度;树脂颜色调节剂的应用和贴面修复的个性化染色。

第六节　技工室技术

一、医技交流

可以想象，许多变化都会影响到烤瓷贴面的最终外貌及美观程度，技师需要充分利用各种有关信息。技工单是牙医与技工间交流的良好工具，如果使用正确，它可以提供所有的相关信息和评注。合格的技工单应该提供并附有：准确的印模，咬殆记录，对殆模型，颜色选择。照片也可有效地协助技师，直观地显示患者术前牙体的颜色、唇线、牙齿变色或着色的程度和定位，牙齿、牙龈和唇的相对位置，还有助于提供诊断的参考依据。

对于需要制作贴面的牙齿，其颜色及与邻牙之间颜色关系的准确评价对获得贴面最佳的美观效果是十分关键的。用复合树脂水门汀将修复体整体色调调暗比调亮相对容易，所以比色时颜色选择应较实际情况偏亮。

瓷贴面的一个重要好处就在于它采用间接法制做，技师凭借纯熟的专业技能可以制作出一个更美观、准确的现实修复体，医师还可进一步对其进行椅旁颜色调整和外形修整，以求达到个性化和特征化的效果。

目前，瓷贴面的制作技术根据陶瓷种类的不同各异，一些常见种类、加工工艺在本书第二章和第六、八章中分别有论述，本章仅对烤瓷贴面的烤瓷贴面技工室加工技术包括耐火包埋技术和铂金箔技术两种工艺进行详细介绍。

二、耐火包埋技术

1. 主模型的制作

用专用液处理印模以降低印模与石膏间的表面张力，并减少灌注产生气泡的概率，使用冠、桥标准硬石膏或超硬石膏灌注主模型。模型灌注后先使石膏初步硬固 30 分钟，随后将模型从印模中取出以待进一步干燥和完全硬化。

2. 代型间隙材料的应用

制作耐火模型前，必要时可于模型基牙唇面仔细涂布一层间隙材料（注意避免涂布到预备边缘处），这一操作可以为贴面黏固于牙体提供容纳树脂水门汀的空间。

间隙材料的选择应该谨慎，因为贴面的后期处理（如应用陶瓷封闭剂、喷砂、酸蚀）亦可能会形成 15～20 微米的空隙，此时涂布间隙材料的作用只是为特殊病例（如严重变色牙）再提供 0.1 毫米的额外间隙，医师通过此间隙利用树脂进行遮

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

色操作。

由于树脂的机械性能远低于陶瓷，所以应尽量减少树脂层的厚度，否则将削弱修复体的最终强度。

3. 耐火模型的制作

耐火材料应与贴面烤瓷材料的热膨胀系数相一致，如果相差较多则可能在烤瓷的加工过程中出现膨胀程度不协调，进而出现贴面与基牙间的不适合，甚至导致修复体的折裂。

翻制耐火模型仅需制取基牙唇/切区域的印模，选择适合主模型的一次性塑料托盘，切除托盘舌侧翼缘和位于基牙远中的部分备用。

查找并充填主模型的倒凹区，为随后贴面的就位作准备。操作要求在主模型完全干燥后进行，以油基填充蜡填充外展隙和唇侧面的倒凹。制取耐火印模前在主模型表面涂布薄层润滑剂以方便模型的分离。调拌弹性印模材，将其置于切割后的托盘内制取基牙唇/切区印模。印模材的使用按照各厂家推荐的方法。

印模材凝固后将其浸泡于水中，与主模型分离。检查印模有无关键区域的气泡或缺陷并加以修整，灌注耐火模型。

耐火模型完全干燥后再次浸入水中，分离。灌注第 2 耐火模型的操作方法同前。

耐火模型的打磨修整同样应在完全干燥的条件下进行，这是因为湿打磨形成的泥浆容易损伤模型表面造成缺陷。

4. 耐火模型的准备

烤瓷贴面必须在整体耐火模型(solid refractory model)或个别耐火代型(individual refractory die)上进行筑塑。如果使用个别耐火代型，可采用将灌注好的两个耐火模型每隔一个牙齿交替的方式分割以形成单独的代型。按此方法，准备用于制作贴面的每个个别耐火代型都来自这两个模型。

为便于操作，应尽量减小耐火模型的体积，这也有助于减少耐火材料的气体排出量，并使得耐火材料和陶瓷的烧结更和谐。

5. 耐火模型的除气

为避免污染陶瓷，耐火材料内部的氨化合气体成分必须去除。耐火材料的除气程序应参照各自厂家的说明。基本步骤如下：

(1) 将耐火模型引至预热炉以 540～650℃的低温热浴 15～30 分钟。

(2) 抽真空，并按每分钟 25℃的速率升温至 1 040～1 066℃。

(3) 保持 1 040～1 066℃的温度 2～6 分钟。

(4) 释放真空并缓慢降温至 540℃。

(5) 取出耐火模型，冷却。

6. 封闭剂的应用

为防止耐火模型从瓷泥中吸收水分,应在瓷承接面和边缘区域涂抹专用的耐火模型封闭剂,也可使用瓷泥混合物。

将耐火代型浸泡于蒸馏水中4～5分钟,涂封闭剂或湿瓷泥于潮湿(但不要湿润)的代型瓷承接面,封闭剂涂布的范围应超过唇面边缘以获得良好的边缘封闭。根据所用瓷粉的烧结周期烧结处理后的耐火模型。耐火模型从炉中取出时表面应形成一层壳膜,如果没有则应重新封闭。

堆筑瓷粉至完整的轮廓,并在染色和上釉前对贴面磨光和塑形。

7. 贴面与耐火模型的分离

贴面上釉并缓慢冷却后,用合适的车针仔细修整,尽量去净贴面周围余留的耐火模型材料,随后用20～50微米的氧化铝在0.3兆帕下喷砂以完全去除贴面界面的耐火材料。

将贴面置于清洗剂中超声清洗3分钟。使用橡皮轮轻轻去除扉边和边缘延伸过度的部分,随后将贴面放回主模型上调试。

三、铂金箔技术

1. 金箔的选择

用于贴面的铂金箔厚度一般都在2.54～2.16毫米(1英寸＝2.54厘米)之间,宽度在2.96～3.49厘米之间,但不同厂家产品的可操作性能却相差很大。同样的厚度下,某些产品可能比其他产品柔韧性小、更坚硬。出于这个原因,应首选专为制作瓷贴面设计的铂金箔以确保可信赖的操作性能和结果的可预知性。铂金箔不仅是作为贴面筑塑的基底,还起着在烧结过程中辐射热量,使瓷层均匀受热的作用。

2. 模型和代型预备

选用质量较好的弹性印模材和硬质石膏灌取工作模型。灌注模型的底部应离开龈缘10毫米以上,修整在石膏完全结固后进行。使用钉孔系统,在所有基牙及其邻牙的底部设计钉孔,为进一步稳定代型和确保准确性,建议使用双钉孔技术。灌注石膏底座,硬固后修整。

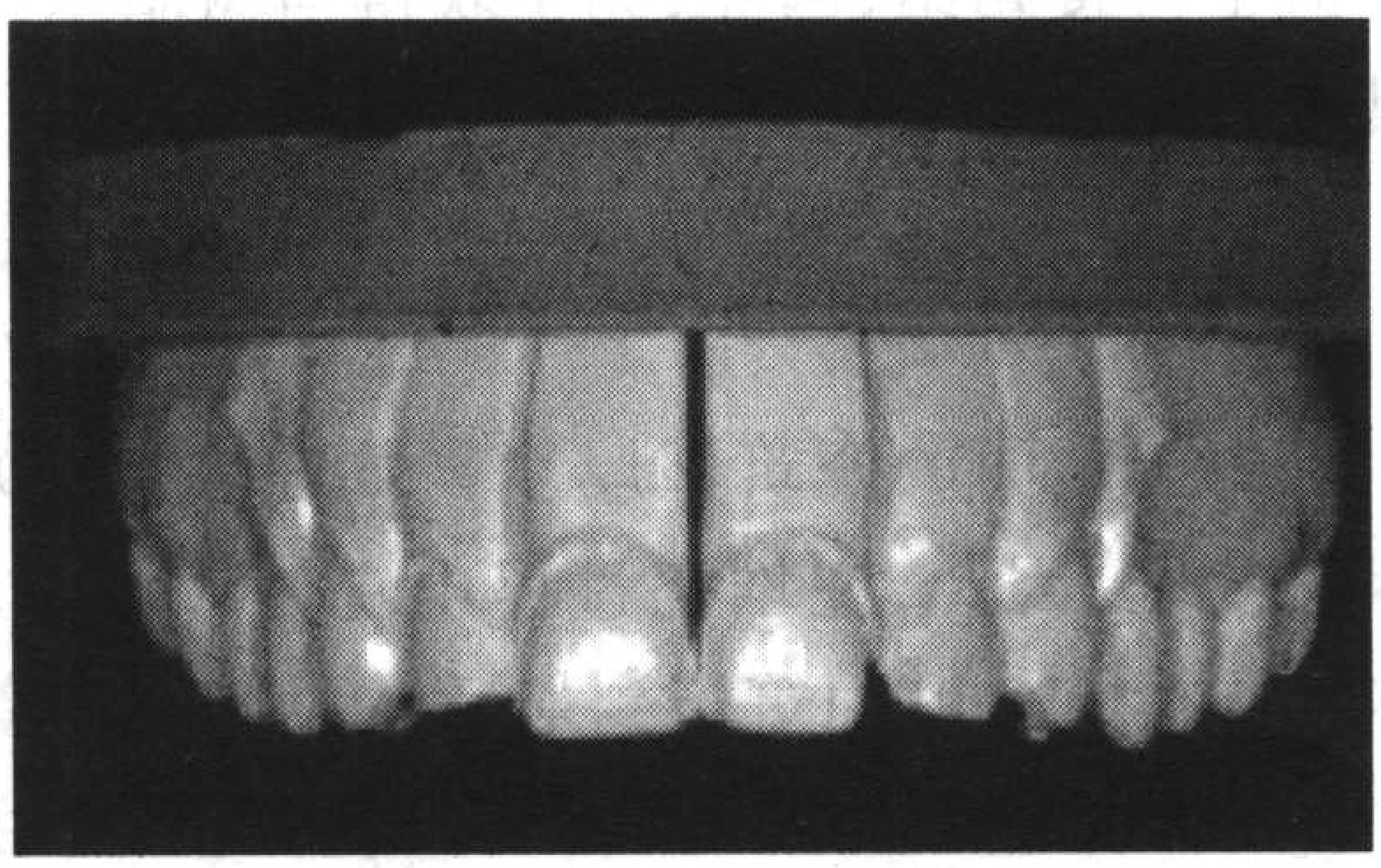


图4－14 主模型的切割和分离

从主模型上切割并分离个别代型(图4－14)。切割由基底向切缘方向进行,止于近接触点处。石膏锯的锯刃通常较厚,很难通过切缘而不损伤邻接区,所以一旦

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

切割至接触点时应立即停止,并以掰开的方式分离代型。如果临床上已经修整接触点则掰开可以很容易实现,详见本章第3节。用圆钻底切代型的龈边缘和邻面边缘,去除代型基底多余的石膏,并形成一个圆滑的形状以方便对代型工作表面的操作。用填充蜡添补所有的倒凹区和釉质表面的缺陷以便金箔的顺利摘取。

3. 金箔基体的制作

用专为瓷贴面设计的三角形模版切割金箔成规定形状。将金箔顶点向下置于代型唇面,形成一个延伸至龈下的突出部分,有条理地将金箔包围覆盖切缘,并进入龈/邻面边缘的倒凹区,用木棒有秩序地调整、磨光金箔成紧密贴合的形状。邻面超出边缘的多余金箔必须以雕刻刀去除。

另一种可用的方法是"压形"(swaging)技术。调整金箔以适合代型,轻微磨光,用保护性塑料薄片包裹后置于压形装置中。在装置上加力使金箔在代型上塑形。随后取出代型,去掉塑料包裹,非常贴合的金箔便留在代型表面。

不论使用何种金箔基体的制作方法,邻面边缘多余的金箔都应被去除。从代型上取下金箔基体的方法是从牙龈表面向切端方向以类似于铰链运动的方式仔细提起金箔的突出部分。将金箔基体置于本生灯(Bunsen)火焰上烘烤直至变为明亮的橙色,用此方法可以去除污染,并使金箔退火韧化。将处理好的金箔重新与代型贴合,在周边区域滴加黏蜡固定。按照推荐的技术在铂金箔上混合,并筑塑选定的瓷粉,烧结程序遵循厂家的产品说明。

4. 金箔的去除

用精细的有齿镊夹持金箔的边缘,轻轻地将其从贴面上拉出。将贴面浸入水中可以降低表面张力,使金箔去除更容易。

当金箔从贴面上剥离后,瓷面此时呈现出一个类似于上釉的光洁表面,这并不适于直接黏结,因此,为了获得与树脂水门汀间有效的黏结,使用的瓷材料必须具有良好的可酸蚀性能。

四、瓷粉的运用

由于贴面的瓷筑塑厚度平均在0.5～0.8毫米之间,瓷泥混合物在操作时很容易变干,因此,在堆瓷过程中应使用水和液体添加剂或特殊的液体媒介来阻止水分的挥发。贴面筑塑到最后阶段时再对瓷粉进行致密化操作(图4-15)。

堆塑瓷贴面,特别是在耐火模型上,往往需要经历2或3次过程才能获得理想的形状。使用耐火技术还需在堆瓷前将耐火模型置于蒸馏水中浸泡4～5分钟。

第一次的堆瓷厚度为0.3～0.4毫米,此层较薄,烧结后可能出现收缩或裂纹;第二次堆瓷应覆盖第一次不准确的区域,并构建出整体轮廓。瓷粉压紧后置于特定的烤瓷炉内烧结,上釉。

调拌瓷粉至糊状以获得理想的堆筑和烧结效果，如果 4 个阶段的瓷泥混合物（龈 1/3 瓷，体瓷，切端瓷，釉质瓷）分别应用则可明显提高贴面的美学效果。龈 1/3的瓷粉应选择比整体偏暗的颜色。体瓷选用的颜色与比色结果保持一致，将体瓷由龈方铺至中 1/3，随后向切缘厚度逐渐减小，如果希望形成切缘结节，可在切端的唇面将体瓷雕刻出 3 个丘状凸起。堆塑切端瓷至期望的长度，在整个贴面的切 1/3 表面覆盖一层薄的釉质瓷来实现切端剩余部分及其超过切缘延伸部分的筑塑。压紧瓷粉并塑形为理想的形状，在烧结前缓慢凝结 5 分钟。

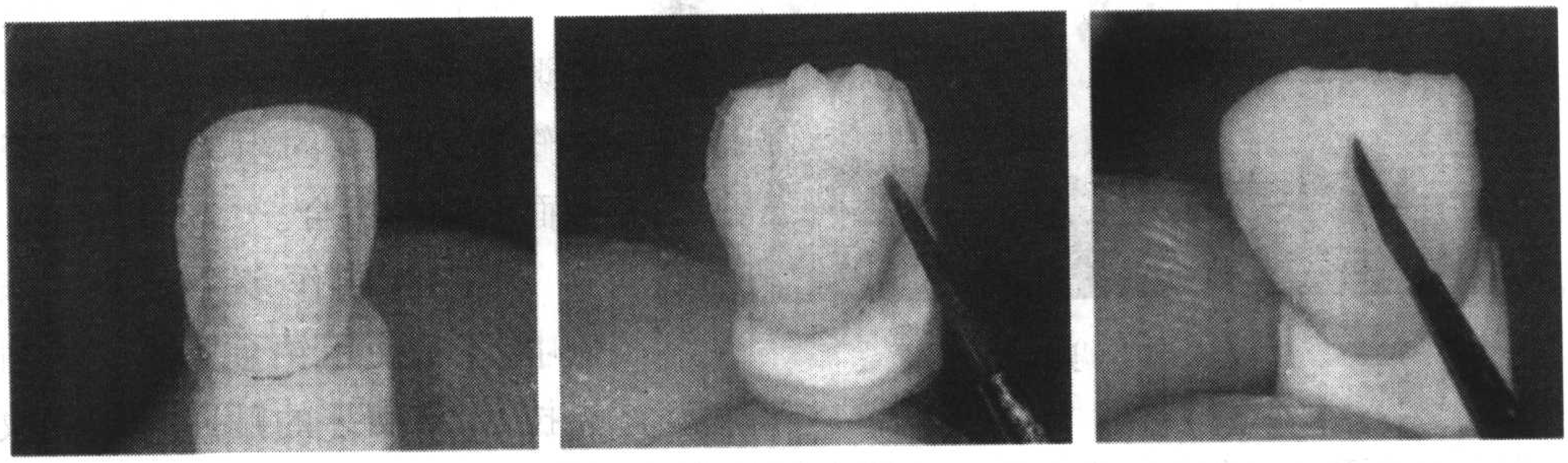


图 4－15　瓷粉的运用

五、磨光和塑形

瓷贴面应以高速手机（近 150 000 转/分）和 15～45 粒径的研磨金刚砂石磨光。禁止使用大颗粒的砂石，否则容易造成瓷贴面的碎裂。当金刚砂石配合低速手机（45 000 转/分）使用时，防止在贴面表面过度产热。贴面表面区域的塑形使用火焰状金刚砂石；边缘区域使用碳化硅砂纸盘。

如果要在耐火模型和贴面之间分离邻间隙，先使用极细的金刚砂片，随后以双面切割盘仔细去除边缘部分的耐火材料。用砂纸盘磨光切缘，再用细金刚砂塑形车针重建表面的解剖形态。尽可能去除多余的耐火材料，以减少在上釉烧结过程中残留氨化合气体的量。

六、上釉

在瓷表面涂布一薄层釉料（927℃）以封闭瓷表面存在的微孔，并使修复体获得自然的光泽（图 4－16）。为达到仿真效果，贴面的切端和龈 1/3 通常需要特征性的颜色，这可以通过染色的方法实

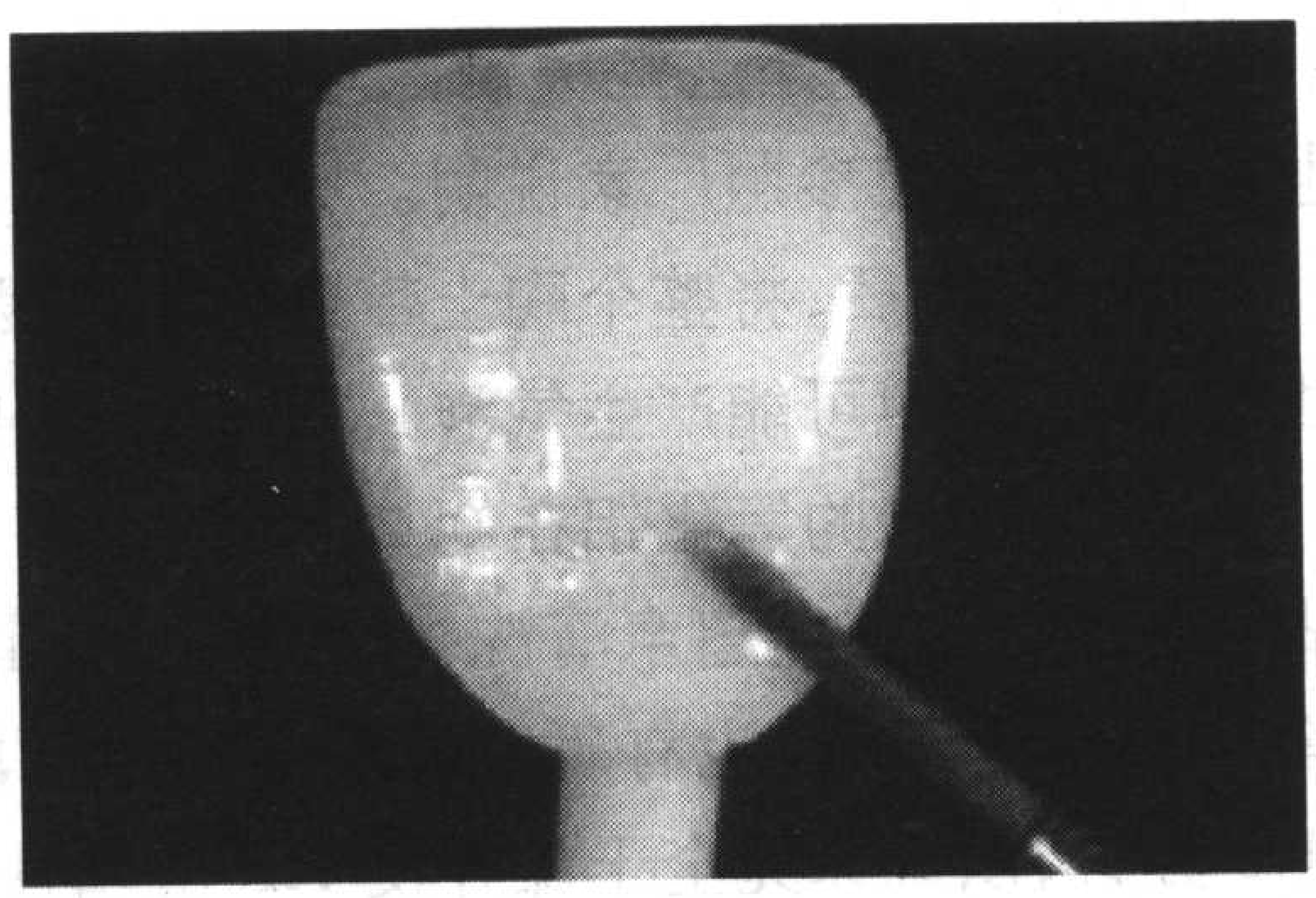


图 4－16　上釉

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

现。按照“唇面涂布釉瓷泥→施用染色剂→干燥→烧结”的顺序进行操作即可获得理想的釉面外观。

七、贴面在主模型上的修整和安放

采用铂金箔技术时，如果操作正确，贴面仅需细微的磨光程序即可完成在主模型或工作模型上的调整（图4－17）。

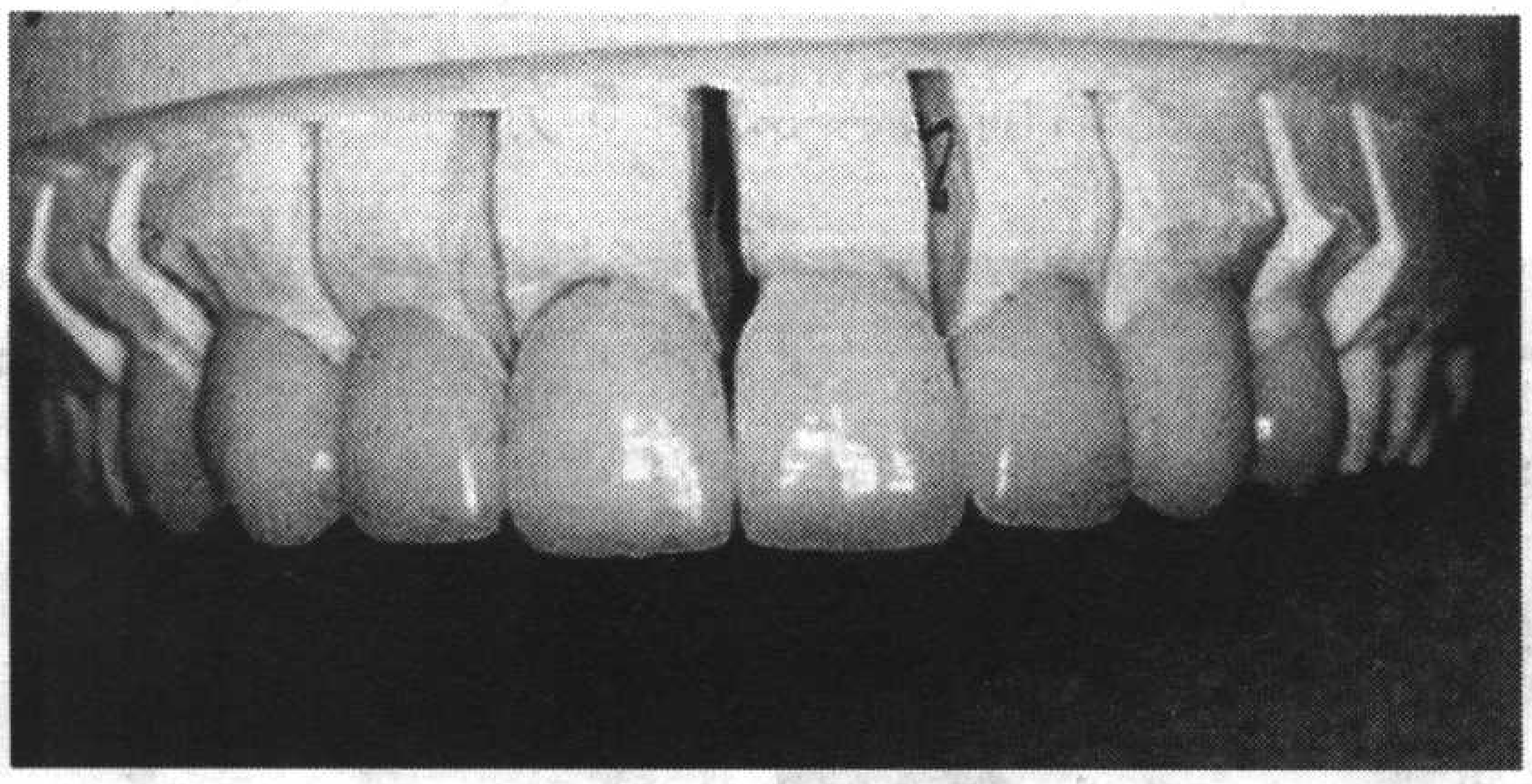


图4－17　贴面的放置

采用耐火技术制作时，用圆钻调磨第二主模型龈下的部分，并修整楔状隙的阻碍以允许瓷贴面良好的适合。

在同时制作多个贴面的病例中，不论使用铂金箔技术或耐火技术，中切牙的贴面应首先放置于主模型上，并检查适合性。使用中等粒度的碳化硅砂纸片或超细金刚砂石修整以获得最佳的密合性。取掉第一个贴面，放置相邻的贴面，按上述步骤进行必要的修整。

当所有贴面分别在主模型上放置合适后，使用薄的或中等粗度的研磨带降低模型接触区至邻间乳头处。同时就位两个贴面，以薄的印记纸通过接触区，检查有无遗留痕迹的区域，按标记修整直至完全就位。向牙弓远中方向依次重复修整步骤，最终使所有单位同时就位。

八、酸蚀

酸蚀瓷贴面有多种方法和材料。将贴面的唇面固定于陶土带中，使贴面的内侧凹面向上作为一个容器，涂布酸蚀剂并保持规定的时间。酸蚀剂必须随时涂擦于贴面边缘以保证这些关键区域的酸蚀。不同瓷系统使用的酸蚀剂和酸蚀时间也不同，具体应参照厂家说明。

完成酸蚀后，将整个陶土带连同贴面浸泡于10%的碳酸氢钠溶液中以中和酸蚀剂（此过程中可能产生气泡），完成后取出贴面，干燥。

用50微米的氧化铝在0.2～0.3兆帕下喷砂，去除酸蚀产生的陶瓷碎片。将贴面至于清洗液中超声清洗3分钟，以无油空气或热空气吹干。此时贴面可以准备进行黏结操作。也有研究认为这些吹干的贴面应置于烤瓷炉中，用600℃热处理5分钟，以确保完全干燥并使HF酸惰性化。

第七节　特殊效果和特征染色

前文已经介绍过，瓷贴面可用于满足以下不同的需要：

(1) 修复牙体缺损，如牙折。

(2) 改善变色牙的美观。

(3) 错位牙的排齐。

(4) 关闭牙间隙。

每种适应证都需要对瓷的特性和控制瓷内在缺陷的加工工艺有特别的了解。一些厂家通过专门设计，将陶瓷中的遮色成分和金属氧化物颜料都相应增加，即使瓷层仅有 0.5 毫米的厚度也具备优良的遮色效果。

一、变色牙的瓷粉筑塑

四环素牙的牙体变色可以由黄-棕色到灰-蓝-黑色不等。在 0.5～0.7 毫米厚度的限制内，贴面必须能够中和内层基牙的变色，并获得自然的牙色和形态。曾有学者认为，复合树脂水门汀应作为贴面修复主要的遮色层，陶瓷具有正常的遮色能力即可。事实证明，通过在陶瓷内部加入不透明成分的做法能更有效地发挥遮色性能，复合树脂仅应在必要时起到辅助作用，然而这样的做法也存在一定的弊端，由于瓷层的不透明性增大，医师无法通过对树脂水门汀添加色彩来获得创造修复体特殊染色的效果。

市场上多种贴面全瓷系统均可用于变色牙的修复，其中一些产品仅在牙体变色比较严重的情况下才需要使用遮色瓷。使用遮色瓷是烤瓷贴面较传统的方式，它的用法为先铺一薄层遮色瓷粉来中和底层基牙的颜色，随后在此层上继续堆筑瓷粉。这种方法需要瓷层厚度达到至少 1.2 毫米才能实现，而贴面修复要求的牙体预备量较少，这就意味着必须增加牙体预备量或扩大修复体的外形，如果过大的修复体轮廓不能被接受，则必须磨除唇面超过 1 毫米的牙体组织，只有提供这一必要的空间，才能在进行正常地堆瓷操作前先铺筑一层不透明瓷。根据以上情况，遮色瓷的应用在实际中是相对困难的。然而值得注意的是，牙体切割越深（预备量越大），所显现的颜色就越深。这是因为，四环素牙的主要着色部位在牙本质，当起到遮色作用的釉质被去除后，其内部的颜色就更明显地表现出来。另外，釉质过多的去除使得大量牙本质小管暴露，仅可余留狭窄的周边釉质带可用于实现修复体的边缘封闭，这种激进的牙体预备方法与贴面/整体修复的概念是相矛盾的。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

下面介绍方法是由使用遮色瓷的方法转化而来的，它可以在起到良好遮色作用的同时为贴面提供逼真的仿生效果。

将遮色瓷粉与体瓷相混合制成不透明的体瓷用于牙体的遮色，该技术允许贴面表面透出一定的底层颜色，使修复体更具有层次感，在不透明体瓷的上部还可以继续构筑颈瓷、体瓷、切端瓷以恢复完整的牙体形态。但这种技术仍然需要贴面的厚度在 1 毫米以上才能确保有效的遮色和创造出美观、自然、生动、富有层次感的美学效果。

1. 遮色系统

“分层设色”(layering)技术是苏黎世 Willi Geller 博士为构筑冠、桥修复体而发明的，它可以满意地用于各种瓷贴面系统。在这种技术中，牙本质瓷被添加了一定量的白色染色粉成分，这一混合物还能通过添加其他染料的方式进一步调整，例如，加入橙色染料以提高不透明性和对牙体颈部进行特征性染色等。

2. 根面效果的创造

以往，人们认为创造牙根表面的视觉效果需要描记出釉牙骨质界，然后再用橙色染料对根部区域进行染色，事实证明这种做法是错误的，临床上，在瓷的筑塑过程中，牙冠下部的瓷结构本身需要包含相当多的不透明牙本质瓷，这完全可以模仿类似牙根的外观。

3. 颈部效果的创造

颈部区域的位置应事先决定，以便技师能够在最初构筑贴面这一区域时增加它的不透明性。

将不透明瓷置于颈部或根部区域，随后向釉牙骨质界呈羽状过渡。完成此层铺筑后，技师可以在此基础上用牙本质瓷筑塑出整个贴面的外形，然后在釉质瓷内继续进行回切操作。回切应从切缘开始，向牙体的中部逐渐变薄。

体瓷或牙本质瓷、切端瓷、釉质瓷三个阶段的筑塑对贴面的最终形态和颈部到切端颜色的协调性都是十分关键的。技师必须清醒地认识到，各瓷层必须在烧结之前全部完成筑塑，因为陶瓷一旦烧结后就应禁忌一切磨切操作，否则可能导致修复体污染或损坏的发生。

4. 切端效果的创造

切端视觉效果的创造按照以下方法进行，共由 3 种瓷粉构成：① 纯切端瓷；② 纯透明瓷；③ 切端瓷和透明瓷 1∶1 的混合物。

为创造出深层透明的视觉效果，可以在瓷层的外围(近中和远中)及切缘结节的中间区域添加紫色调。切缘结节处通过加入乳白色瓷和黄色(或橙色)染料的方式加以突出。为使不同嵌入的颜色之间产生更强烈的对比，可将橙色和紫色层用乳白色细线分开，这样做不仅勘定了颜色的界限，还能分别强调不同的颜色。切端瓷粉的筑塑以同样的方法进行，分别将纯切端瓷和纯透明瓷筑塑于近、远中

表面和切缘结节间的紫色区域。这将允许紫色通过表面而不是从内部表现出来。

根据期望获得的效果，贴面可用纯透明瓷覆盖来增加深层的视觉效果，也可以通过覆盖透明瓷和切端瓷混合物的方法调和颜色。随后，沿贴面的表面整体筑塑一薄层切端瓷/透明瓷的混合物完成贴面从颈缘到切缘的最终形态。

5. 创造切缘的“晕环”效果

“晕环”效果的形成方法为：混匀牙本质瓷与白色染料，将混合物从近中面开始穿过切缘上升至牙齿的远中面并框架住整个切端复合体。

用“晕环”围绕牙齿可以衬托出框架内的形态，它通过一个明确界定的切缘来增加界限内区域的对比，这也有助于突出所有先前处理所创造出的特殊效果。

老年人牙齿的切端处理方法有很大不同，因为随着年龄的增长，牙体的切端会有持续的磨损，内部的牙本质也会逐渐接近表面，这就需要在近切缘处添加橙色或棕色成分加以模仿。

二、牙体缺损(Ⅳ型)

当牙体的切缘整体或部分缺损时，由于这部分区域的内部没有牙体支持，必须使位于此处的贴面具有足够的不透明性，否则，就不能获得足够的遮色性，口腔内部的暗背景就会从此处透出，使贴面呈现出灰-黑的颜色。在此种情况下，可以再次利用“分层设色”技术来创造出自然牙色的效果。牙体缺损的部分将由贴面取代，同时还要增加透明度以使自然牙体的颜色与整个修复体融合在一起，成为其中的一部分或背景颜色。虽然重建的颜色不可能与原来的牙齿完全一致，但成功的修复可以获得人肉眼无法分辨的效果。

美学在某种程度上是人的心理感受，这种主观感觉也会受到消费时尚、文化背景的影响，它从一个国家到另一个国家会发生变化，甚至从一个国家的某个团体到另一个团体也会改变。技师有责任学习陶瓷体系的相关知识，提高自身艺术能力，以便在制作修复体时能够模拟邻牙的每个细节和瑕疵，而这种瑕疵也许正是某些患者所期望获得的自然的效果。

第八节　贴面的就位

一、试戴

试戴是瓷贴面最终黏固前很重要的一个阶段，具体分为三个步骤：① 检查每

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

个瓷贴面与预备牙体表面的密合性;② 评价贴面的整体适合情况,贴面之间的相互关系和接触点;③ 评价颜色,必要时加以调整。

1. 准备步骤

去除暂时贴面,暴露出预备的牙釉质,如果去除困难可使用牙钻磨除或用钝头劈开器械。

如果完成线延伸到达或低于牙龈缘,必须在试戴前用细的牙龈收缩线排龈。

注意贴面的脆性较大,操作时必须极度谨慎,为尽量减小污染,应该持握其边缘部分和不进行酸蚀的唇面。

贴面酸蚀后应检查每个贴面的酸蚀面是否均匀,是否充分延伸至周边区域。酸蚀成功的衡量标准是水滴可以在表面均匀地扩展和浸润。

检查贴面的外围是否光滑,然后将其放回模型上观察是否完全覆盖牙体预备区域以及是否精确吻合。

用光固化灯作为透射光源检查贴面是否存在裂纹及杂质。

2. 检查贴面个体的适合性

用不含油或氟化物的细浮石粉浆清洁牙体,随后用无纹橡皮杯磨光,抛光刷因可能损伤龈缘导致牙龈出血污染酸蚀面,所以应避免使用。邻面接触区用细的复合树脂抛光带清洁。

将患者调整为仰卧、水平的体位,使基牙的唇面与地面平行或成较小角度,防止贴面滑落。

先试戴远中的贴面,如果不能马上就位,切勿强行加力。检查妨碍戴入的倒凹和抵触点,以超细金刚砂石调整直到顺利就位。

随后检查贴面边缘与牙体预备边缘的准确性和密合程度。在酸蚀面滴加甘油可使贴面吸附于牙体表面。按上述要求分别试戴各个贴面并检查边缘。

3. 整体适合性

一起戴入所有的贴面检查邻面接触区的情况,用金刚砂石对过紧的接触点仔细调整(图 4-18),使每个贴面获得合适的被动就位。

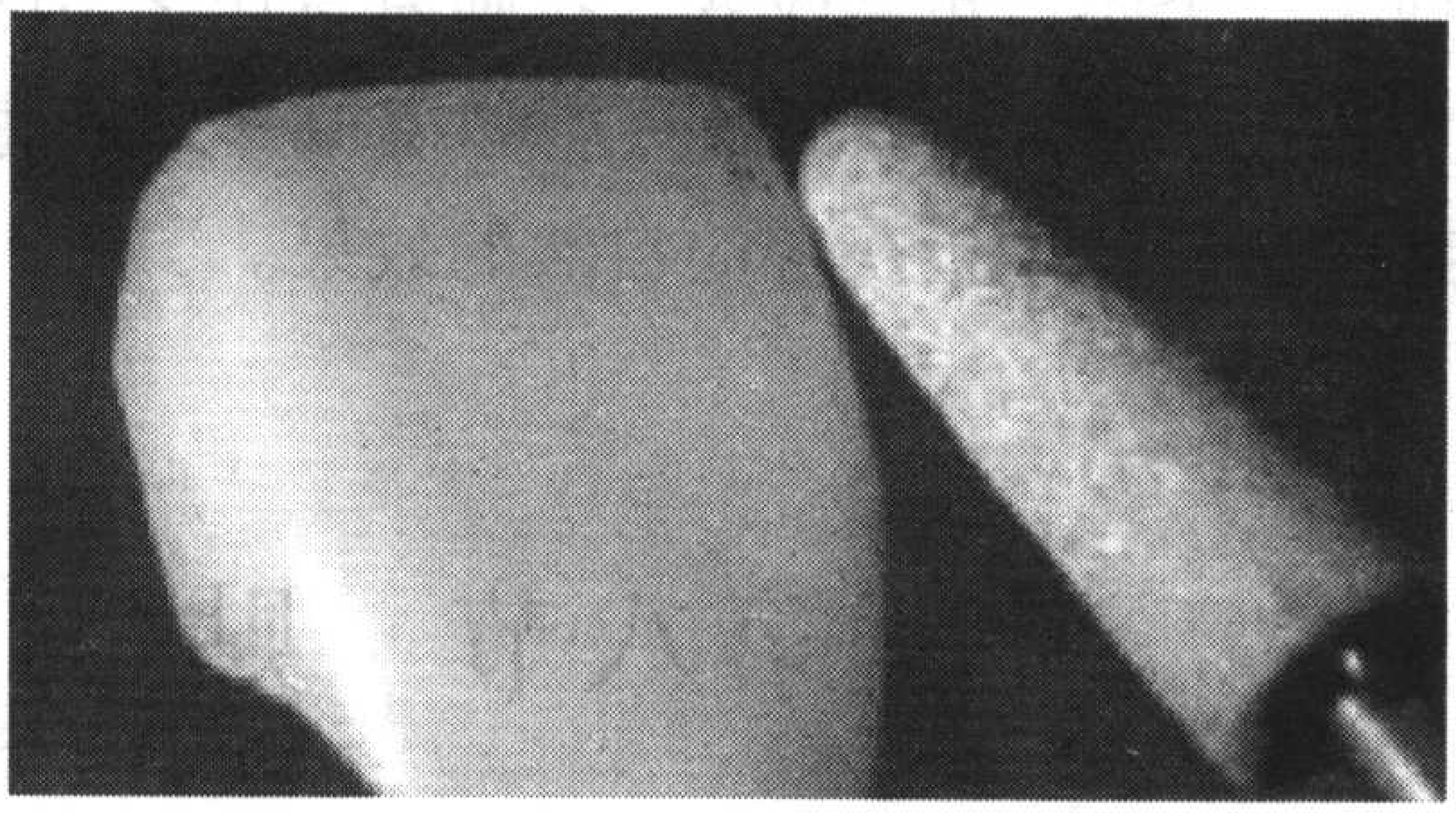


图 4-18 调整过紧的接触点

4. 颜色检查

修复体最终的颜色不仅仅依赖于瓷粉色系的选择,还受到其他因素的共同影响。

影响颜色的主要因素:① 牙体本身的颜色;② 瓷粉色系的选择及遮色瓷的添加量;③ 复合树脂黏结剂的颜色和透明性;④ 颜色调整树脂的使用和贴面的特征

染色。以上因素对颜色都有着潜移默化的影响。“空气折射”现象的存在会阻止内层牙体的颜色透过瓷层，所以釉质表面和贴面之间存在的间隙将使修复体就位后的实际颜色难以确定。为了解决这一问题，可以用液体充满瓷/牙体的间隙，此时底层基牙的颜色就能够从贴面表面显现出来。甘油是一种理想的光和颜色透射媒介，它具有水溶性，通过喷水或超声清洗的方法很容易去除，而且它的黏性大于水，清除后不会影响酸蚀面的黏结效果。甘油是树脂颜色选择的良好向导。

用甘油协助贴面固位后与选好的比色标签进行颜色对比，如果贴面显示颜色偏暗，用偏亮色的复合树脂水门汀加以调整；相反，如果贴面呈现较亮的颜色，则应选用深色的水门汀材料。随后用试戴糊剂(try-in paste)试戴，询问患者对颜色的满意程度(图 4－19)。

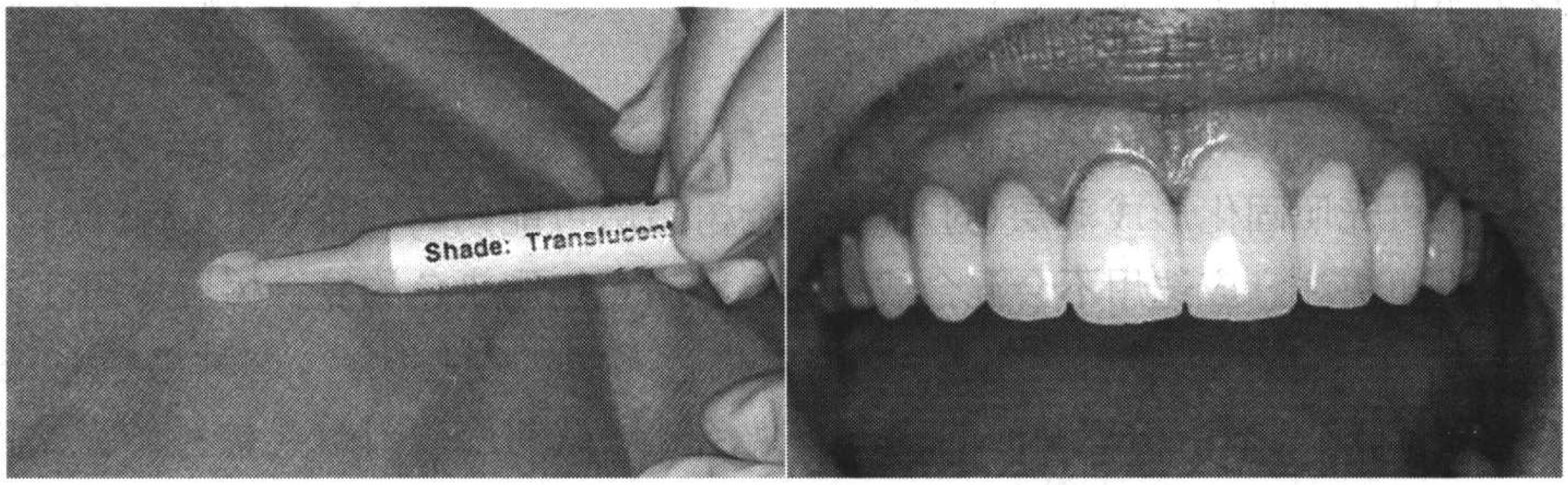


图 4－19 用试戴糊剂试戴

(1) 树脂材料的颜色控制：将光固化树脂水门汀材料置于贴面内部，随后在基牙上就位，用探针去除过量的树脂，此时所显现的即是“最终修复”的颜色。如果患者仍不满意，可以将相邻的贴面试调为稍亮或稍暗的颜色，利用此方法确定方案，完成颜色控制，确保获得令患者最美观、最满意的美容效果。

操作过程中应警惕贴面和树脂水门汀提前受到光源的照射，防止意外固化。对双固化树脂水门汀的操作尤其应该谨慎，因为此类树脂在自然光的作用下即可受到激发而引发化学固化过程。

市场上复合树脂水门汀套装产品通常可以选择色系或用特定的染色产品加以特征染色，这类染色产品也可以提供对重度变色牙行之有效的遮色效果。

将一块选择好的复合树脂水门汀置于白板上固化，将之与未固化树脂的颜色进行对比。因为许多复合树脂在初步固化后都会发生颜色改变，通过这一步骤可以在贴面最终黏固前发现差别并进行弥补。另外，大多数树脂在潮湿的口腔环境中还将在初步固化的 72 小时后经历进一步的颜色转变，通过将固化的复合树脂样本置于水中浸泡数日后再与固化前的颜色对比可以估计出这一变化。

曾有学者建议依靠水或甘油的辅助试戴贴面，尽管这种做法能一定程度地反

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

映底层牙体颜色的影响,但并未考虑到复合树脂水门汀颜色因素的影响。更恰当的做法是使用专用试戴糊剂进行试戴。

在评价上文中影响瓷贴面修复最终颜色的四种因素各自的相对作用时可以发现,瓷粉的实际颜色并不能对黏结后的颜色起主导作用,这是因为多数情况下贴面仅有 0.5 毫米厚,加之瓷层的透明度较高,底层牙体和树脂的颜色容易透过而引起贴面颜色的剧烈变化。

由于在构成成分和层次结构上的不同,目前可以利用的比色板对贴面的比色并不理想,最理想的比色板应是由加工瓷贴面的技师本人利用与贴面相同的陶瓷材料制作完成的。

(2) 遮色及特征染色:颜色的层次感应该在瓷的内部体现出来,但由于受到厚度的限制,贴面可以通过在内表面使用不同的复合树脂水门汀颜色套装加以弥补。

贴面经过酸蚀和硅烷化处理后将有色树脂涂于黏结面,随后进行试戴,如果颜色满意既可光照固化形成薄层(过厚的有色树脂层可能妨碍贴面的正确就位)。黏固贴面时也需注意应选用不会混合或抹掉这种有色树脂染色的复合树脂水门汀。

贴面同样可以利用特殊的贴面低熔瓷染色系统进行外染色,这种染色系统的熔点接近 760℃,不会引起贴面的变形。染色时可以利用即刻耐火材料作为支持。

(3) 遮色:瓷层通常需要 1.2 毫米或更大的厚度才能达到良好的遮色效果,而贴面的厚度很薄,通常在 0.5 毫米以下,所以遮色成为其面临的一大问题。

目前,有几种贴面的遮色方法被采用。一种方法是将不透明瓷作为基底,然后在其上正常堆瓷;另一种使用白色染色剂的方法。但不足的是,大多数此类系统会降低贴面颜色的生动性和活力。也有人认为可以通过增厚贴面内层树脂水门汀的方法来中和牙体的变色,这种做法是明显错误的,原因如下:

1) 同样厚度的条件下,瓷材料的遮色能力显著优于树脂。

2) 要使贴面具有良好的适合性,树脂层的厚度不应超过 60 微米。

3) 瓷的硬度远高于树脂,所以增加树脂的厚度可能削弱贴面整体的强度。

4) 树脂量的增加将改变牙体-树脂-瓷的"三明治"三层结构特征,瓷和牙体的热膨胀系数接近,通常情况下较薄的树脂层也不会受到热学改变的影响,而当树脂的量显著增加时,随热学活动的变化,它逐渐显示出明显的体积变化,这将破坏贴面的封闭性、固位力和强度。

5) 增厚的树脂会引起聚合收缩的增加。由此可见,在增加量相同的条件下,瓷的优势远大于树脂。

(4) 局部区域的遮色:临床上偶尔会遇见牙体线性着色或小区域局部着色的病例。如果着色区周围的牙体组织颜色正常,则这些区域的变色可以用树脂获得

满意的遮盖。对技师来讲,仅对局部区域进行遮色操作是十分困难的,尤其是其并不直接接触患者。因此,通常的做法是在技师完成加工贴面后,临床医师将着色的牙体组织选择性地磨除,随后添加额外的遮色树脂以中和变色区域,使之与周围牙体的颜色协调一致。操作时应避免对贴面的边缘遮色,否则将妨碍贴面的颜色与余留牙体相互融合和过渡。另外,依靠增加树脂厚度遮色的方式要避免在承重区使用。

对于严重变色牙(例如四环素牙),必须通过瓷材料本身主导贴面的最终颜色,此时树脂只对颜色调整起辅助作用。当牙体变色程度非常严重时,瓷材料难以提供足够的遮色效果,作为补偿,树脂必须同时具有很高的遮色能力,必要时甚至可以增加树脂的厚度。具体方法有以下 3 种:

1) 在模型表面涂布±0.1 毫米的间隙料。

2) 在取印模前于预备的基牙表面涂布间隙料,如氢氧化钙垫底材料。

3) 用树脂试戴贴面,如果仍嫌颜色较深,在已预备牙体的界限内磨除更多组织,利用遮色树脂充填增加的间隙。

如果无需进行类似于严重着色牙的颜色调整,则可以充分利用牙体和树脂的颜色作为修复体最终颜色的一部分,此时应选择不具有遮色作用的树脂,允许一定的底层基牙的颜色透过瓷贴面。

试戴阶段使用的复合树脂材料通常需要彻底去除,具体方法为将贴面置于无水乙醇中超声清洗 10 分钟。如果在试戴阶段检查适合性和接触点时使用了甘油协助固位,则树脂的去除更为容易。贴面在最终黏固前彻底清除所有的树脂是十分必要的。试戴时贴面的颜色与最终修复的颜色很接近,但不会完全相同,这是因为复合树脂在完全固化的过程中颜色经历着持续的变化,但这种变化只有技师或医师等专业人员才可察觉,对最终修复颜色的影响极其微小。

5. 黏结材料的选择

理想的瓷贴面黏结材料应具备以下特点:① 较薄的厚度,10～20 微米;② 较高的抗压强度;③ 较高的抗张强度;④ 相对低的黏度;⑤ 具有遮色、微染或特征染色的能力;⑥ 低的聚合收缩;⑦ 颜色稳定性。

试戴的 3 个阶段一旦完成即可准备修复体的最终就位。

黏结材料的选择和使用详见第七章第二节。

二、贴面就位步骤

1. 组织处理

嘱患者仰卧位,在龈沟内放置收缩线减少龈沟渗液,以防止其对贴面与牙体的黏结和封闭造成干扰;排龈还能使医师在直视下进行贴面的就位和精修操作。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

贴面从试戴到最终黏结到边缘精修等一系列步骤均可在局麻的协助下完成，减少操作中因接触患者龈缘所引起的不适。

2. 步骤规划

贴面经过试戴、检查、修整、邻接区调整后即可开始最后的就位步骤。注意在贴面最终黏固前不要对形态进行任何调改。就位开始时，将清洁、酸蚀过的贴面按照各自的牙位顺序排列，并放在容易取到的地方；准备必要的器械和材料，按使用顺序排列；准备已选好颜色的树脂水门汀和染色剂。

3. 黏结和就位

见第七章第五节。

4. 精修和抛光

磨光程序最好在2～4倍的放大镜协助下完成。待树脂完全固化后以碳化物邻间隙雕刻刀(carbide interproximal carver)或金质刀片(gold foil knife)切除多余的部分。将直头碳化物精修钻轻插入龈缘下，沿贴面-基牙的界面移动以去除龈下多余的树脂。操作须在大量喷水的条件下进行，切忌干打磨，否则产生的热量会影响树脂黏结材料的性能。去除树脂的过程中应注意避免损伤基牙的釉质或瓷面。树脂去除干净后检查边缘，确定贴面与龈下的釉质形态保持连续和平滑的过渡。如果不满足要求，用细砾的金刚砂尖仔细去除多余部分的瓷体直至二者形成流畅的汇合。

以上操作完成后，选择精修金刚砂车针用于牙体-树脂-陶瓷界面的精修。贴面的抛光依次使用陶瓷抛光尖和无纹橡皮杯(配合使用金刚砂研磨膏)。操作时将橡皮杯的边缘伸至自由龈边缘下并不断移动，使贴面-树脂-牙体界面获得高度的抛光，以避免微生物和菌斑的潴留。每颗牙的最后抛光大致需要5分钟或更长的时间。邻间区应以适当颗粒的复合树脂抛光带清洁、抛光。检查邻间接触区，观察牙线是否能顺利通过并且不出现卡线或撕断。

5. 舌侧修整和𬌗平衡

以球形金刚砂车针去除贴面舌侧-釉质界面的多余树脂。评价瓷边缘，必要时用细砾金刚砂石精修。再次用毡轮、网纹橡皮杯或陶瓷抛光轮蘸取金刚砂研磨膏抛光。依次以金属抛光带和复合树脂抛光带清洁邻面接触区并用牙线检查。

6. 咬𬌗评价

确保贴面在做各种轨迹的运动中不与对颌牙发生早接触，这对采用贴面覆盖切缘修复的病例尤为关键。如果所有前牙的切缘均被贴面覆盖，则必须估计出准确的咬𬌗关系。理想的情况是下颌骨作自由轨迹运动时将𬌗力分散于尽可能多的牙齿，避免由某个贴面的延伸部分承受所有载荷。这也能降低贴面断裂的概率和对𬌗牙过度磨耗的潜在危险。必要时还可应用夜间防护装置以避免患者睡眠

时出现类似问题。

7. 外形修饰

为了达到美观协调,贴面可于黏固的几天后(树脂已完全固化)进一步精修外形。在此阶段,贴面已相当坚固,操作相对容易进行。贴面的外形修饰以细砾的金刚砂车针进行,随后使用陶瓷抛光轮或/和金刚砂抛光膏抛光。

三、患者指导

1. 72 小时内医嘱

树脂黏结后到固化完全至少需要 72 小时的时间,在这段时间内,要注意避免咀嚼任何坚硬的食物,尽量食用较软的食品避免过冷或过热的温度刺激;酒或某些药物漱口液可能影响此阶段的树脂黏结材料,所以也应避免使用。

2. 保养

(1) 瓷贴面的常规清理:瓷贴面的常规清理工作是必要的:至少由保健员每 4 个月清理一次(禁止使用超声洁治或喷砂系统)。可按正常方法使用圆头软毛牙刷和牙线清洁。如果菌斑清洁仍不彻底,可使用机械菌斑去除装置。保持无菌斑附着的状态对修复体的使用寿命、牙齿及其支持组织的健康是十分有益的。

(2) 牙膏应选用研磨剂较少和氟化物含量较低的类型。

(3) 尽管贴面比较坚硬,但仍应避免过大的切割力和不良习惯(如咬指甲、咀嚼铅笔等),避免用贴面修复的牙齿切割硬糖块、冰块或软骨。

(4) 进行体育运动时应使用柔软的丙烯酸口腔保护器。

(5) 口腔漱洗:酸化的氟化物含漱液能够损伤贴面的抛光面,应避免使用。洗必泰含漱液虽然也可能造成贴面的染色,但去除相对容易。

(章非敏　谢海峰)

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

第五章 纤维桩和陶瓷桩在全瓷修复中的应用

桩冠作为口腔修复体已有几百年的历史。由于金属具有良好的物理特性和便于铸造、机械加工成精确的形状，一直被用来桩核的制作材料，而且目前仍在临床上被广泛使用。但是，金属桩核同样存在着一些以下不可忽视的缺点：

(1) 金属的弹性模量过高，是造成牙齿受到过大咬殆力而致折断的重要原因。

(2) 金属的本色和不透光性对全瓷修复体的美观效果有一定程度的影响，这严重限制了其在全瓷美容修复中的应用。

(3) 金属在口腔复杂的环境中存在着腐蚀以及溶出的离子对细胞的毒性反应。

(4) 核磁共振成像(MRI)的检查手段在临床的应用已十分广泛，因为金属的传导性会导致即刻射频场发生变形，继而造成显著的图像扭曲变形等特点，所以因为需要做该项检查而不得不拆除口内金属修复体的情况越来越多。

正是由于人们对金属的上述缺点越来越重视，需要用新的更符合美观要求和良好生物相容性的桩核材料来替代金属。近年来，随着陶瓷和聚合物在工业和生物材料领域应用日益广泛，非金属桩逐渐进入牙科领域，由于其具有良好的生物相容性、抗腐蚀性和机械物理性能等，并且满足全瓷修复美学的特殊要求，因此很快得到了推广。目前在全瓷修复中应用较多的非金属桩种类主要包括纤维桩和陶瓷桩等。

第一节 纤 维 桩

一、纤维桩的概念和应用范围

纤维桩是由聚合物树脂基质包绕碳纤维、石英纤维构成的。纤维沿着桩的长

轴呈单一方向紧密排列，直径 6～8 微米，占约 60%的容量。纤维桩的基质通常为环氧树脂，占约 40%的容量。

适用范围：可用于成人前牙牙面大面积缺损且残根经完善根管治疗术的患者，尤其适用于审美要求高而进行全瓷修复的患者。部分产品也可用于成人后牙残冠、残根经完善根管治疗的患者。

纤维桩按照纤维成分的不同可分为碳纤维桩、玻璃纤维桩和石英纤维桩。

二、纤维桩的性能

1. 碳纤维桩

1990 年，Duret 等介绍了应用碳纤维加强原理制作桩的技术，随后该技术在欧美等国家被广泛使用。碳纤维是含碳量在 90%以上的高强度、高模量纤维。其中，含碳量在 99%以上的称为石墨纤维。临床应用的碳纤维桩有 C-post 和 Composipost 等。

理论上认为桩材料应尽量模仿牙本质的物理性能，用一种比较理想的方式将应力分布在牙本质上，从而减少根折的危险性。另外，如果桩的材料比容纳桩的牙根强度稍弱一点，在受超负荷力时，桩会比牙根先折断，保留住的牙根可以再行修复。因此要求桩的弹性模量应与牙本质的弹性模量相同或相近。根据生产厂商提供的数据，碳纤维桩的弹性模量(15～18 千兆帕)，同牙本质的弹性模量(18 千兆帕)相近；而贵金属桩的弹性模量(100 千兆帕)，是牙本质的 5 倍；不锈钢桩的弹性模量(200 千兆帕)，约为牙本质的 10 倍。由此可见，碳纤维桩是弹性模量最接近牙本质的修复材料。

碳纤维桩的机械性能是与其物理结构密切相关的，其同向紧密排列的碳纤维决定其机械性能的各向异性。研究显示碳纤维桩沿纤维长轴具有更大的抗力性。如果以不同的角度对桩进行测试，弹性模量值会有差异，沿桩长轴呈 90°加载将取得材料的最小弹性模量值。Asmussen 等的实验测得直径 1.8 毫米的 Composipost 碳纤维的弹性限值为(140±17)牛顿，强度值为(179±10)牛顿，显示其有一定的可弯曲性。由于碳纤维桩弹性模量低，使其受剪切力后较易折断，但这一阈值要大于临床正常咬殆力水平。环境对碳纤维的机械性能也有一定影响，将其浸在水中可使硬度和强度值分别降低 40%和 30%。Mannocci 等对比了不同环境对各种纤维桩的影响，证实碳纤维桩在 37℃水中浸泡 1 年后其抗弯曲强度远低于贮存于干燥环境中者，这是因为环氧树脂吸水后会降解而变得不稳定，最终引起机械强度下降。但合理的保存和使用即可以避免纤维桩的这一缺点，况且在体内环境中桩和口腔体液环境隔离，不会对纤维桩产生润湿作用而影响机械性能。

碳纤维因其良好的机械性能在工业上被用来制造飞机和自行车框架等。实

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

验证明纤维桩的抗弯曲强度和抗拉伸强度比同直径的不锈钢桩和钛桩要大，因此抗疲劳能力也更强。Isidor 等对 14 颗碳纤维桩修复的离体牙进行循环负载试验，以 250 牛顿负荷沿长轴呈 45°角，2 次/秒的频率加载，并与前人同等条件下的金属桩试验结果进行对比。碳纤维组最高加载次数 1 000 000 次，并未出现破坏性改变，而前人对金属桩的试验大多数仅达到 260 000 次，试件即被破坏，结果显示碳纤维桩比金属桩具有更高的抗疲劳性。

Insua 等比较了用铸造桩和碳纤维桩修复后患牙的抗折性，碳纤维桩组有 5%发生牙折，59%发生桩折，而铸造桩组 91%发生牙折，无一桩折，该结果说明较适宜的弹性模量对牙根有应力中断作用，可保护患牙。与牙本质弹性模量相似的桩材料可吸收和重新分布应力，而高弹性模量的桩则在桩牙本质界面形成应力集中，最终导致牙折。Martinez 等人的体外研究表明，金属桩的破坏载荷值虽然比碳纤维桩高，但其断裂模式为垂直破坏并累及牙根；而碳纤维桩为水平断裂，折裂的部位多在根上部的冠根交界处，牙根完好。在一个回顾性的 4 年临床研究中，比较了用铸造桩和纤维桩系统修复的两组患者，铸造桩组有 9%的病例发生根折，而纤维桩组无一例发生根折。其他的研究也证明纤维桩能减少根折率。

2. *石英纤维桩*

由于碳纤维桩呈黑色，与牙齿不匹配及不透光性，这对美学修复来说是一个极大的缺陷，因此，根据需要，随后又出现了美观程度更好的石英纤维桩和玻璃纤维桩。

石英纤维中的主要成分是 SiO_2，它在石英中以晶体状态存在，石英具有热膨胀低、软化温度高、强耐腐蚀和高电阻等特性。临床用石英纤维桩主要有 AESTHETI-PLUS，D. T. LIGHT-POST， U. M. AESTHETI-PLUS 等，通常为包括 60%的石英纤维和 40%的环氧树脂。

石英纤维桩的弹性模量在 15～47 千兆帕之间，与碳纤维桩相似，但在几种纤维桩和陶瓷桩中以石英纤维桩的折断强度为最高，其次为玻璃纤维桩和氧化锆桩。并且，石英纤维桩和玻璃纤维桩的折断为可修复型，而氧化锆桩的折断为不可修复性折断。此外，透明的石英纤维桩系统既有美观的性能，又可以在黏结时利于光的穿透，增强光固化的效果。

Mannocci 等对石英纤维桩、碳纤维桩及氧化锆桩在轴向 45°、250 牛顿、2 次/秒条件下进行循环负载试验。结果纤维桩组每组有 1 个桩折并根折；氧化锆桩组 1 个冠折，5 个桩折并根折，这说明石英纤维桩和碳纤维桩抗疲劳性相似，而且都大于氧化锆桩。Akkayan 等对钛合金桩、石英纤维桩、玻璃纤维桩、氧化锆桩进行抗折实验，结果显示石英纤维桩具有最高抗折性，玻璃纤维桩和氧化锆桩无区别，而钛合金桩最小，4 组的根折数分别为 10、2、4、7 个，这同样印证了弹性模量与牙

本质相似的桩可以保护患牙，避免根折。

3. 玻璃纤维桩

玻璃纤维桩主要由纤维/树脂复合而成，有机聚合物作为基体，连续纤维作为其中的增强材料。纤维的高强度、高模量的特性使它成为理想的承载体，而基体材料由于通过良好的黏结性能将纤维牢固地结合起来。同时，基体又能将载荷均匀分布并传递到纤维上去，允许纤维承受压缩和剪切载荷。

临床应用的玻璃纤维桩产品主要有 Luscent Anchors、ParaPost Fiber White、FiberKor 等。不同的填加成分会产生不同弹性模量的纤维桩，FiberKor 桩内含 42％玻璃纤维，29％添加剂，29％树脂；Luscent Anchors 桩含 70％玻璃纤维，30％树脂。Luscent Anchors 玻璃纤维桩的弹性模量为 20.1 千兆帕，而 D. T. LIGHT-POST 为 15 千兆帕。实验证明，玻璃纤维含量的增加亦会使弹性模量随之升高。Goodberg 和 Burstone 发现，用玻璃纤维桩加入树脂基质中形成玻璃纤维桩系统既可以加强桩的抗力性，保护薄弱根管，又不降低它的弹性模量。Pegoretti 等用三维有限元研究玻璃纤维增强复合桩材料后指出，玻璃纤维桩由于弹性性能好和刚度低，在牙颈部有较高的应力分布，同时它又以与牙本质相似的刚度而使其在根管内表现出很低的最大应力值，除了颈部区有应力集中外，该类桩在牙体其余各部均产生与天然牙相似的应力分布。而铸造合金桩钉修复时应力主要集中在桩的根尖区域，容易导致根折。

4. 聚乙烯纤维树脂桩

聚乙烯纤维树脂桩是一种特殊的纤维桩。聚乙烯纤维在牙科中最初是用作直接酸蚀树脂夹板的基质，后来被编织成带状用来增强树脂桩的机械性能。目前，临床常用者为聚乙烯纤维增强的树脂桩，其典型代表材料是美国的 Ribbond 系统。

聚乙烯纤维通过冷气等离子体处理来转变这种超高分子重纤维的属性，使它由疏水材料变成了亲水材料。这种处理的作用是使它完全润湿，从而与树脂产生比较小的接触角，提供比较大的黏结接触面积。分光光谱分析表明其 O—C＝O 功能组数目增多，从而提高了聚乙烯纤维和树脂之间的化学黏结。聚乙烯纤维的加入通过提高抗弯曲和抗拉伸强度而使树脂桩的机械性能得到很大的改善。而且，这种聚乙烯纤维组成的网架结构可以使应力有效地在纤维网内部传播，它把施加于修复体上的力量吸收并且重新使之沿余留牙体长轴传导。

在 Sirimai 的实验中，根管治疗的牙齿中加入聚乙烯纤维其根折率明显减少，实验同时表明聚乙烯纤维的加入明显减少了树脂桩的根折率发生，同时直径稍小的树脂预成桩由于聚乙烯纤维的加入，使得整个树脂桩的抗折力明显提高。

应用聚乙烯纤维桩的理论基础是尽可能地保留牙体组织。在根管和桩的预

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

备过程中，剩余牙体组织量与修复后的牙齿的抗折程度直接相关，根管的预备会显著减弱根管治疗后牙齿的强度而桩对它没有加强作用。因此，在根管预备的过程中不需去除多余的牙体组织，直接将一条或多条包绕着光固化树脂的带状聚乙烯纤维送入根管中，然后光固化聚合，再在根上部分的纤维外面充压树脂，完成核的构建。它最大限度地保留了牙体组织，因此减少了根折的发生。

聚乙烯纤维桩的根折率较小，自身强度低于金属桩，抗疲劳性不是太好。但是，本品与预成桩联合使用可以显著增加强度。同时，有限元分析得出聚乙烯纤维桩内的平均应力值比金属桩小，应力集中于牙颈部，而根尖 1/3 的应力值比金属桩低得多，提示对根尖切除的患牙最好选择聚乙烯纤维桩修复。此外，聚乙烯纤维桩尤其适用于根管粗大且根管周牙本质菲薄的患牙。

聚乙烯纤维直接增强的树脂桩能最大限度地保留牙体组织，减少了根折的发生，对根管形态的要求不是很严格，所以对根管形态不规则的牙齿特别适用。

三、纤维桩与金属桩的比较

纤维桩除了具有保护牙根，减少根折发生率外，它与金属桩比较的一个重要优势在于当纤维桩发生折断需要拆除时，可以用螺旋器械方便地去除，易于进行再次修复或治疗。如果是金属桩折断或因治疗需要拆除时，很难将桩去除。尤其是铸造金属桩与牙根的密合程度高，当桩黏固于牙根内后，除非因黏固失败桩自行脱落，否则铸造桩的拆除基本不可能。金属桩修复的牙根出现根尖炎症只能采用根尖切除或倒充填治疗，但是正向进入的根管治疗比根尖切除和倒充填效果要好，临床操作简便易行。因此用纤维桩对牙根再治疗有重要意义。

纤维桩同树脂黏结剂的黏结性能远远超过了传统的金属桩。原因如下：

(1) 新型的牙科黏结剂有良好的表面润湿性，而纤维桩能很好地利用这种润湿性。

(2) 在电镜下，纤维桩表面呈多孔性，能提供最大的黏结面积，而且树脂突能进入微孔中，也增强了机械固位。

(3) 纤维桩中环氧树脂基质同黏结剂中的 Bis-GMA 和(或)UDMA 不但化学结构相容或相似，而且弹性模量也相似。

(4) 树脂黏结剂和纤维桩在口腔液体中绝对不溶解。

根据 Fredriksson 等的回顾性临床研究，236 例患者在 27～41 个月不等的观察期内，无 1 例发生黏结失败。纤维桩凭借与树脂较高的亲和性可与树脂性黏结剂形成良好的黏结界面，从而降低边缘微渗漏的发生，这种界面也可对牙体起到加强作用。玻璃纤维桩和石英纤维桩由于具有透光性，可用光固化黏结剂进行黏结。光固化黏结剂具有与牙本质更强的黏结性能，可以形成更密合的黏结界面。

用扫描电镜观察黏结剂在桩-牙本质界面聚合情况时，发现光固化黏结试件在黏结层均未发现裂隙或气泡，而其他树脂性黏结剂均有不同程度的气泡或裂隙出现。但近根尖部分的树脂是否能完全聚合，还有待证实。

此外，参照 ISO7406 技术报告相关标准对牙科纤维/树脂复合材料的生物相容性进行了一系列体内及体外试验，结果发现新研制的牙科复合材料无细胞毒性，不引起急性溶血，无短期全身毒性，对口腔黏膜无刺激。可见新研制的牙科纤维/树脂复合材料具有良好的生物相容性，安全无毒。

将碳纤维桩和金、镍铬合金、银汞合金浸在 25℃人工唾液中，测试它们之间的电耦合作用，结果显示碳纤维桩与银汞合金产生最大的电耦合作用；镍铬合金次之；贵金属不发生电耦合。这提示临床操作应注意以下问题：① 避免接触口腔液体环境；② 不要用银汞合金作桩核；③ 桩不能与金属冠接触；④ 使用生物相容性好的贵金属材料制作基底冠；⑤ 只要临床正确操作就可以避免电耦合对金属的腐蚀作用。

综上所述，从某种意义上讲，纤维桩系统克服了传统金属铸造桩的许多不足，其主要优点有：① 抗疲劳；② 抗腐蚀；③ 与 Bis-GMA 树脂产生强的化学结合；④ 易取出以便于二次修复；⑤ 生物相容性好，毒性小；⑥ 机械性能与牙体组织更匹配（抗牙折性好）；⑦ 可用于核磁共振成像技术（MRI），使用纤维桩修复的无金属修复患者可以安全地进行核磁共振成像检查，不会影响射频场造成图像的扭曲变形。

纤维桩同时也存有一定的缺点：① 碳纤维桩、石英纤维桩、玻璃纤维桩均为X线透射材料，这给临床治疗工作带来不便，不利于治疗效果的检查以及给失败病例桩的去除效果判定带来困难。② 在承受功能负荷时，纤维桩潜在的弯曲容易使黏结剂受到拉伸和剪切力，而黏结剂受拉伸和剪切力时比受压应力时更脆弱，易使黏结剂的边缘封闭丧失，导致口腔液体和细菌的微渗漏，产生根面牙本质的继发龋。

四、纤维桩的临床应用

1. 纤维桩的应用设计

纤维桩固位力的获得，主要是依靠高黏结强度的树脂类黏结剂在纤维桩与根管壁间形成的黏结力，纤维桩与根管壁间的密合程度对固位力也有重要影响。

进行纤维桩修复的患牙必须进行完善的根管治疗，这样才能预防根尖病变的发生。口腔是一个污染环境，由于根管内所有操作都在与口腔相通的环境下进行，为此必须保留一定长度的根充材料以隔离口腔与根尖周组织。另外，侧支根管多发生在根尖区，保留主根管内的充填材料对侧支根管的封闭有助于预防感

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

染。从力学角度分析，根尖区的根直径小，抗力形差，利用价值不大，反易造成根折，如果在根管预备去除根充材料时，不慎将根充物推出根尖或拔出，应重做根管治疗。

在保证根尖不少于4毫米的根尖封闭前提下，纤维桩应尽量利用根长，同时对于残留牙冠也予以充分利用，使桩的长度达到最大，增加黏结面积，提高固位力。同时需保证桩的长度≥临床冠的长度，保证桩处于牙槽骨内的长度>根在牙槽骨内总长度的1/2，保证有骨吸收情况下桩能够获得足够的支持力和残根的抗折力。

桩的直径是一个对桩的固位与抗力都有影响的因素，理论要求不超过根径的1/3。增大桩的直径，也增大了桩与根管内壁的接触面积，从而增加了固位力，又增加了桩的抗力，但根管壁过薄时，受力时易出现根折；如桩过细，不仅固位力不足，受力时桩也易弯曲折断。

牙的不同因素对桩的直径也有一定影响：年轻恒牙时髓腔大，继发牙本质少，有机物含量相对较多，此时根管壁薄，根髓腔≥根径的1/3，正常情况下不会发生根折。随着年龄的增长，髓腔逐渐变小，继发牙本质增多，有机物含量降低，无机物含量逐渐增高，虽咬𬌗力增大，但根管壁越来越厚，正常情况下也不会发生根折。厂家生产的纤维桩一般都提供不同直径的一系列型号可供选择，根据根管的粗细选择大小合适的纤维桩。有些厂家生产的纤维桩具有双锥度，如BISCO公司的D.T.纤维桩根尖段锥度为2°角，根中段锥度有6°角、8°角、10°角多种规格，满足了各种不同根管锥度的需求(图5-1)。

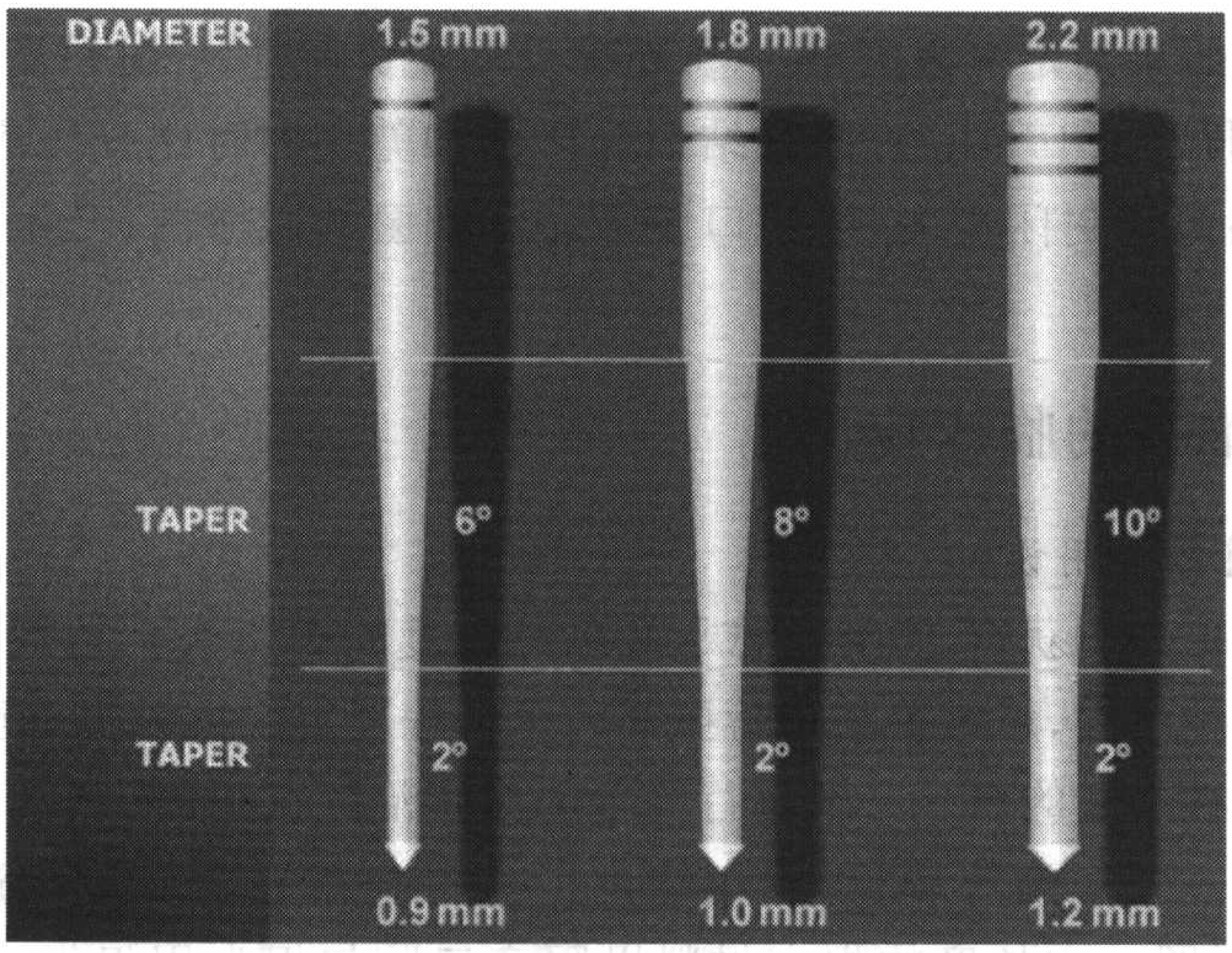


图5-1　D.T.纤维桩的不同直径、锥度规格

对于残留牙体应尽可能保留，最好将冠修复体的边缘呈 360°包绕覆盖在牙体组织上，形成箍结构(ferrule)，被包绕的冠部牙体组织即为牙本质肩领(dentin collar)。牙本质肩领使桩得以向冠方伸长，牙颈部的根管相对宽大，能有效地增加接触面积并获得良好的固位形，牙本质肩领与桩核之间的不规则界面还有助于抵抗桩的旋转，因此牙本质肩领能够有效地增加桩的固位。冠修复体就位后，边缘与牙本质肩领形成的箍效应可增进牙齿对动态载荷的抵抗力，有助于保持全冠固位体黏固剂封闭的完整性，降低桩核结合部，产生应力集中的可能。如果没有箍效应，力只能通过桩来抵抗，最终易造成桩的折裂和牙根的纵折。

前牙美容修复一般采用石英纤维桩或玻璃纤维桩，与透光强的全瓷冠组合使用不会影响全瓷冠的美学效果。后牙采用具有遮色层的冠修复设计时，可以选择碳纤维桩。对于根管周牙本质菲薄的粗大喇叭口形根管，可选择使用聚乙烯纤维增强的树脂桩。

纤维桩的黏结一般采用树脂类黏结系统，如采用可导光的纤维桩时，为了保证黏结剂的完全聚合，需使用含化学固化的双固化黏结系统；若使用非导光纤维桩，必须采用化学固化黏结系统。由于纤维桩为 X 线透射材料，为了治疗效果的检查，需配合使用 X 线阻射的树脂类黏结剂，如 BISCO 公司的 HI-X 桩黏结系统。配合用特制的螺旋充填器，使黏结剂在固化充分前充分进入根管，并在沿桩全长的根管内壁形成规则的树脂突、树脂-牙本质混合层，从而发挥最大的固位效能。桩在插入根管前，其表面也应均匀涂布黏结剂，有助于桩的固位。采用不同厂家生产的黏结系统和树脂核材料，需注意相互兼容问题并严格按照操作程序进行。

2. 纤维桩的操作步骤

见图 5-2 至图 5-9。牙体预备前，对已确定适应证的患牙，再次检查口内情

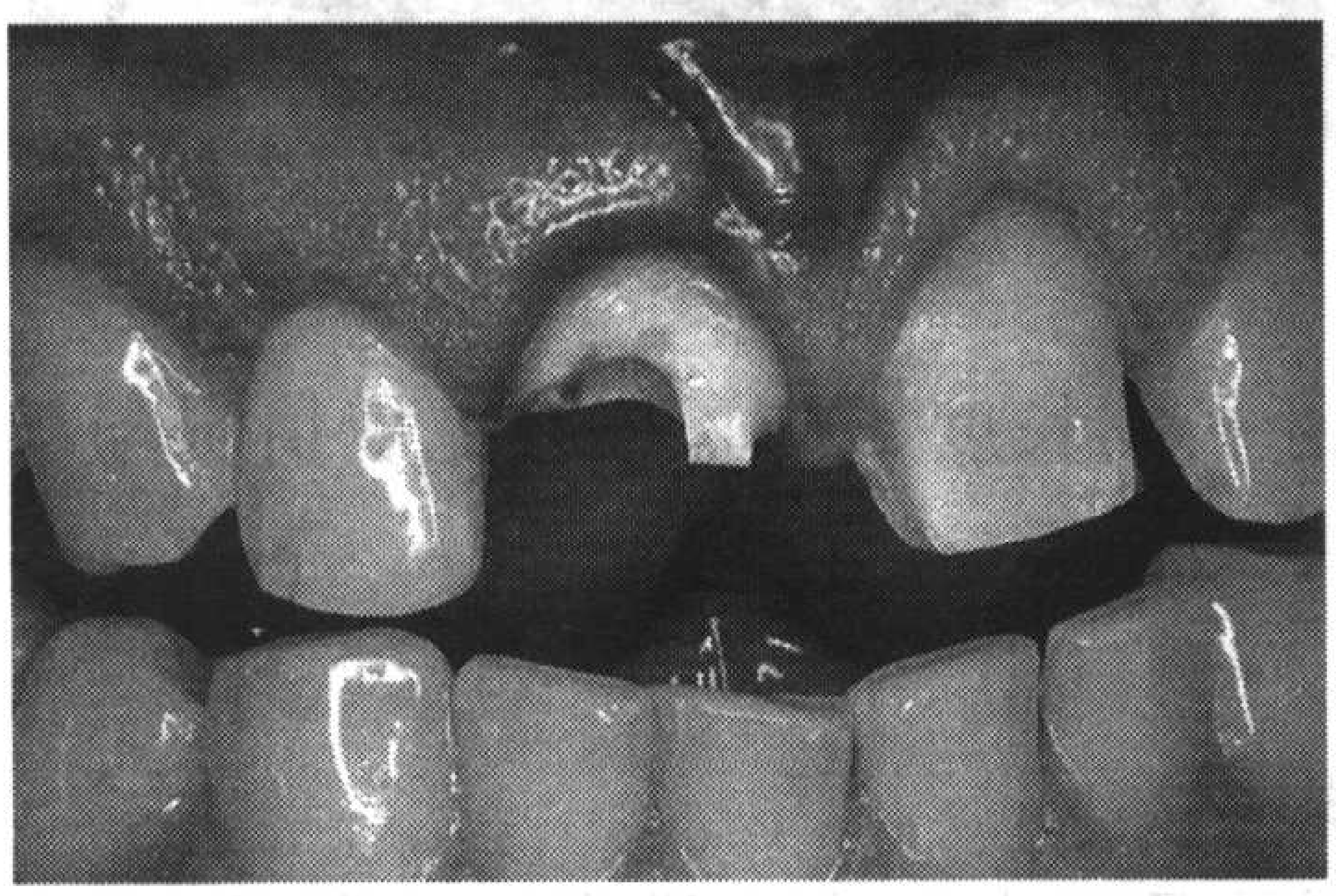


图 5-2　去龋、牙体预备

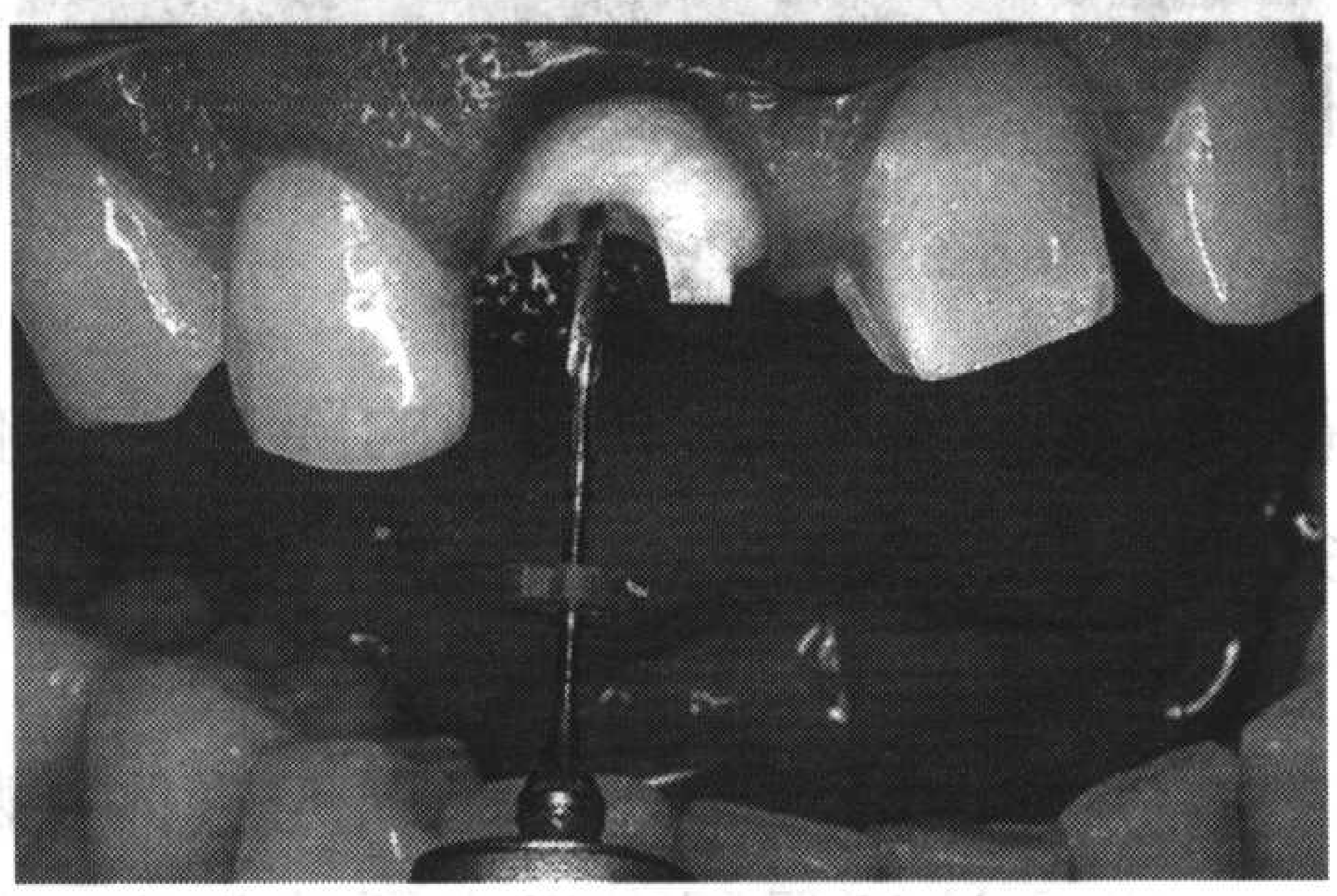


图 5-3　桩道制备

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

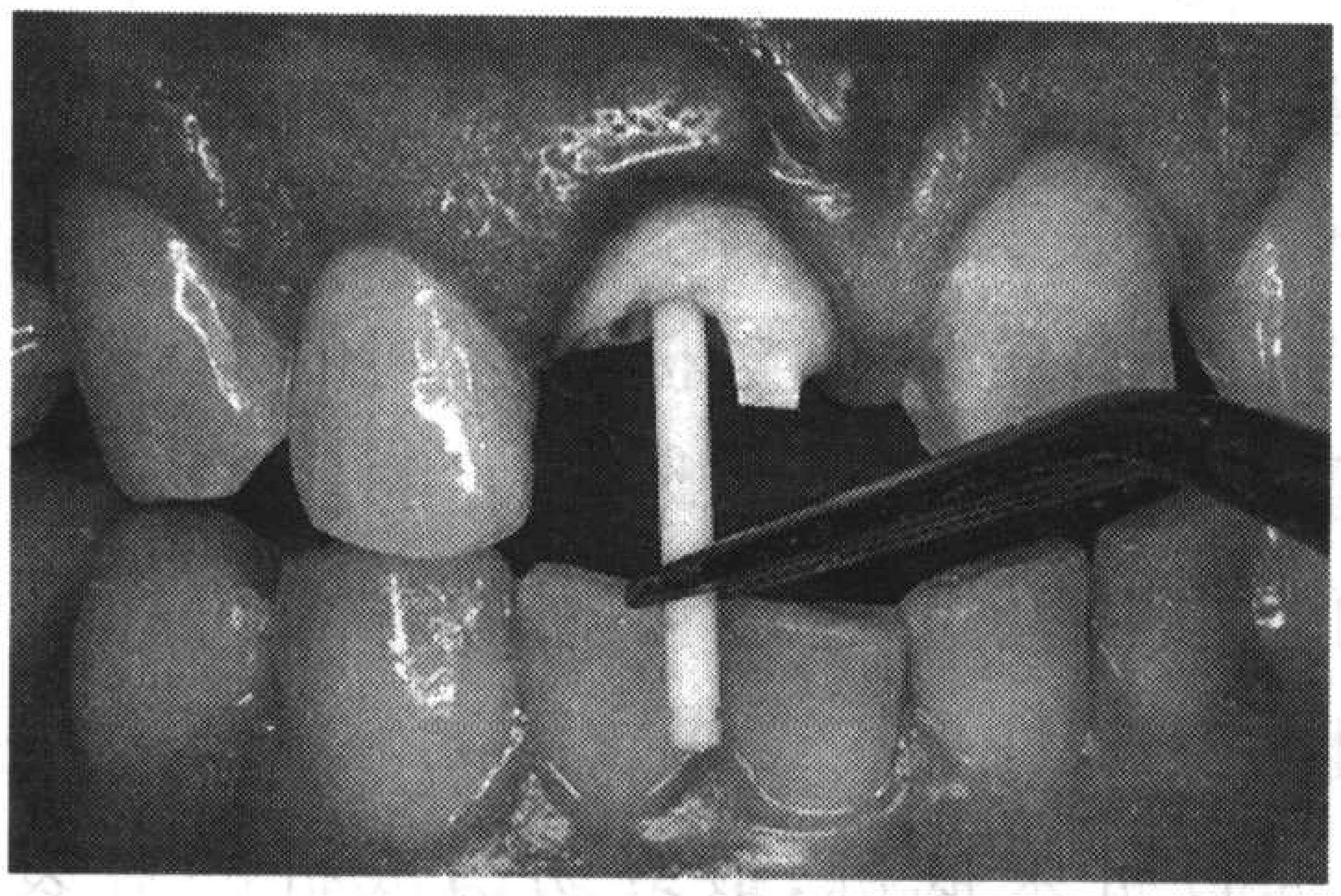


图 5-4　选择纤维桩

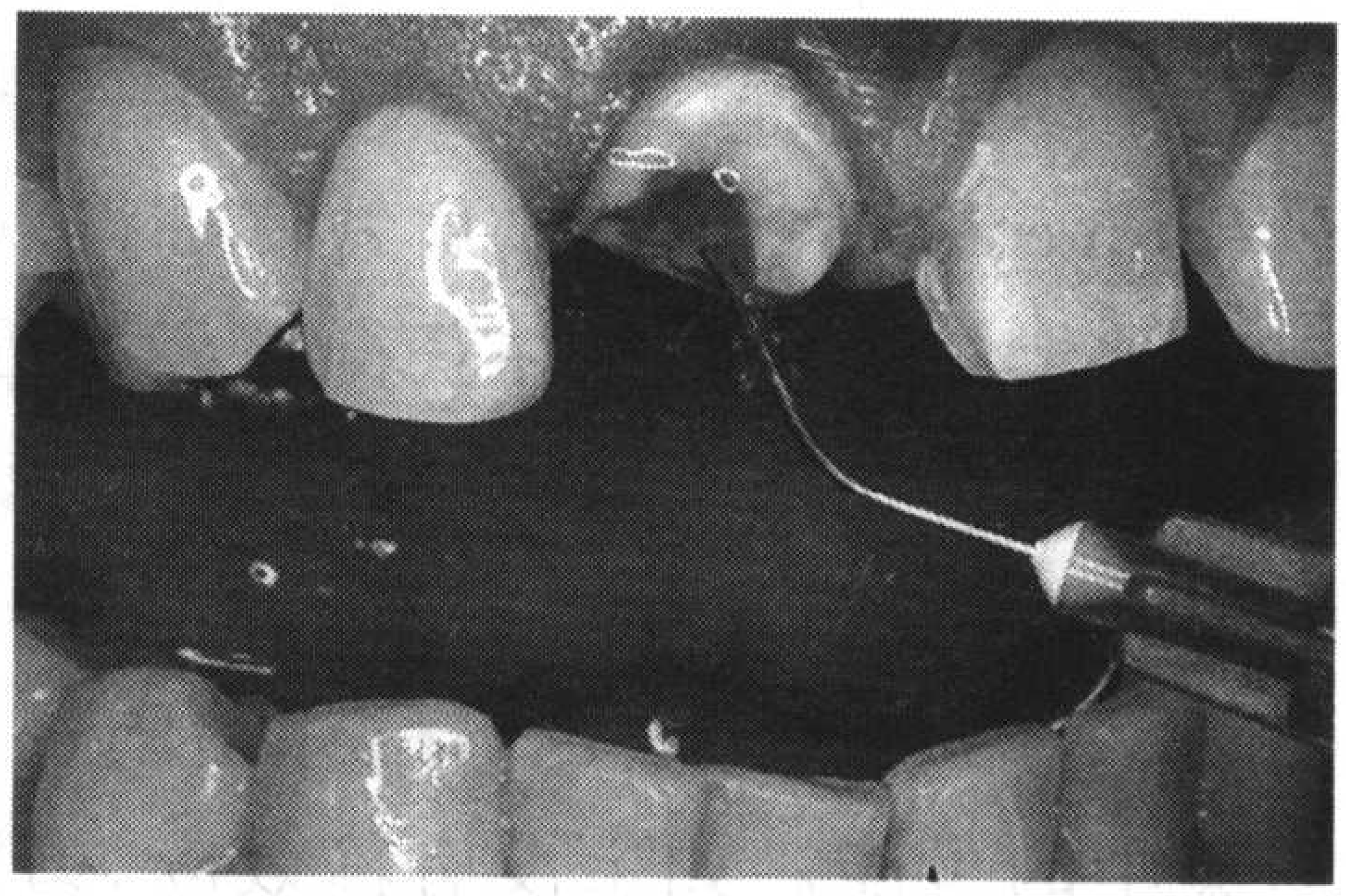


图 5-5　酸蚀

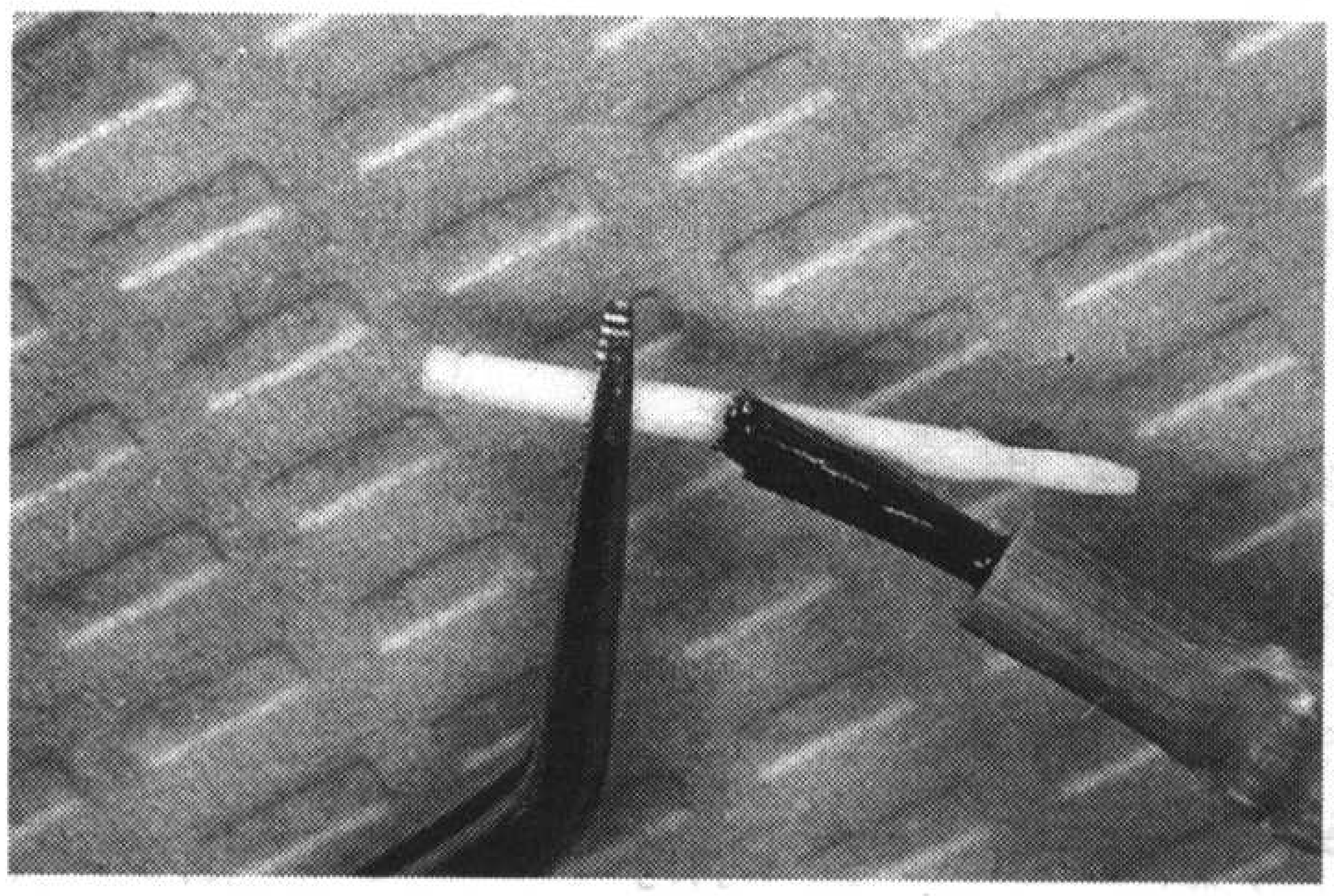


图 5-6　纤维桩表面涂黏结剂

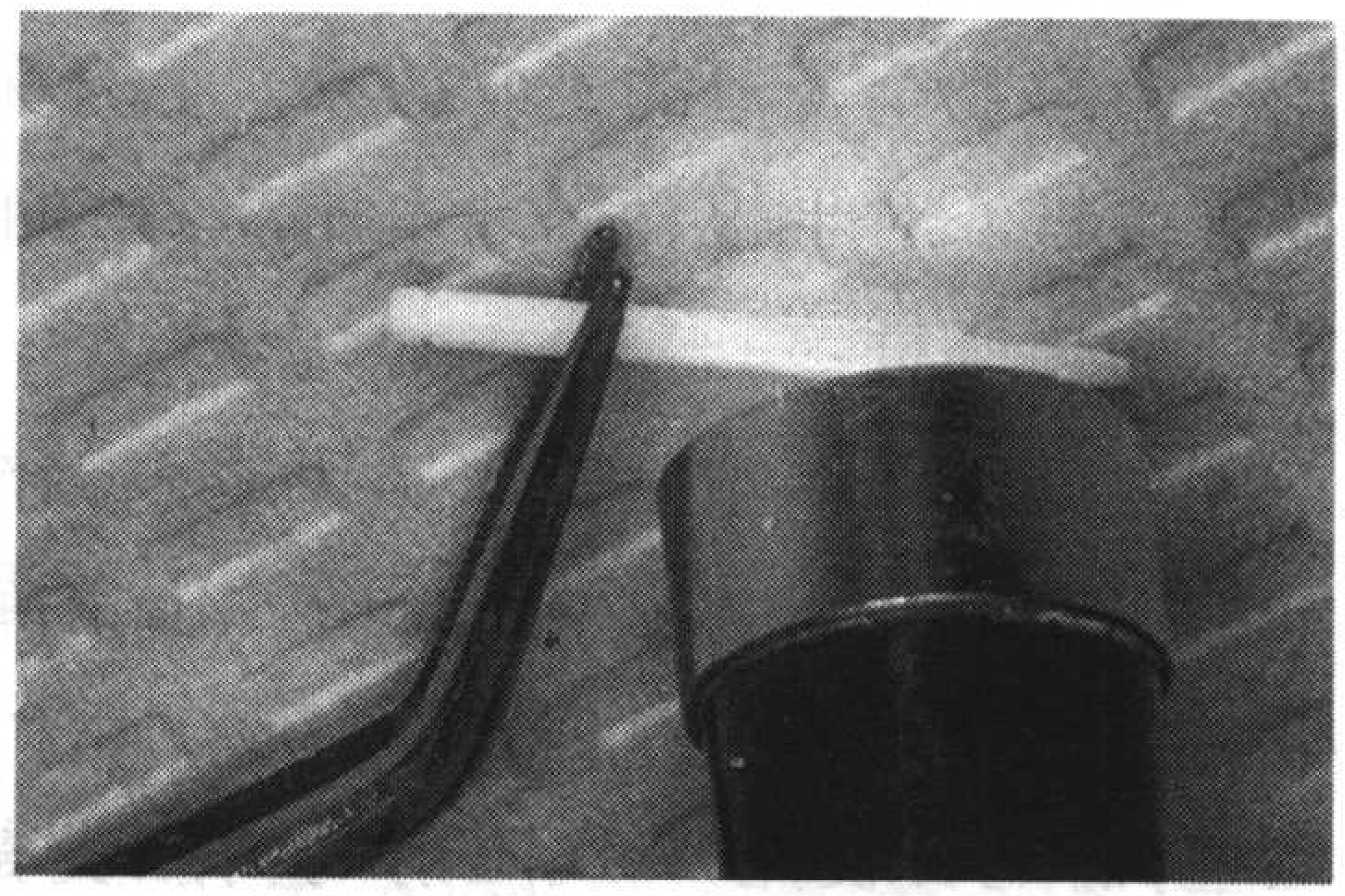


图 5-7　光照固化

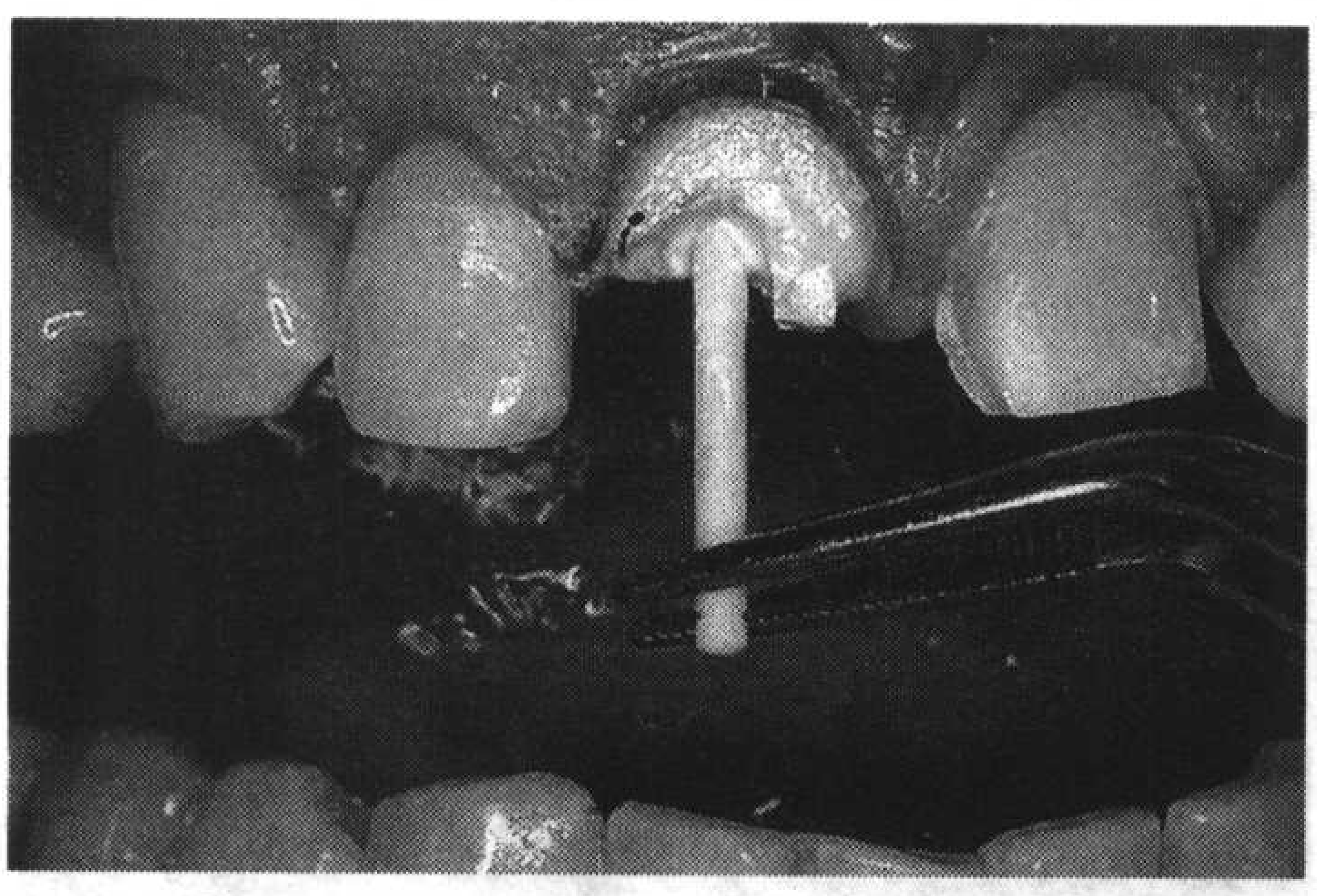


图 5-8　黏固



图 5-9　形成树脂核

况,参照 X 线片,结合前庭的隆起外形估计牙根的长度、方向、根管充填情况与根尖周情况,选择合适器械,调整椅位。

(1) 根面预备

1) 去净残冠上所有的旧充填体及龋坏组织。

2) 不论还保留有多少牙体组织,按全冠预备要求与方法进行牙体预备,但此时不必作出龈沟内边缘,也不要修整。

3）去除薄弱的、无支持的牙体组织，将余留的根面修平整，确定最终边缘，如有可能牙本质肩领不小于 1.5 毫米。

（2）根管预备

1）按 X 线片确定桩在根管内的长度，标记在扩孔钻上。

2）循根管方向以低速进钻，并作抽拉动作，以便将切碎的根管充填物排出，直达预定的根管长度。

3）循序用根管扩大钻、根管定型钻等系列根管预备工具按照根的工作长度、外形、直径，预备出所要求的根管外形。

4）试插入纤维桩，达到预定深度，检查桩与根管内壁密合度，需用力才能将桩拔出。

（3）桩的黏结就位（以全酸蚀黏结系统为例）

1）用水冲洗根管，压缩气枪吹干，隔湿患牙。

2）在根管内涂酸蚀剂，酸蚀时间按说明书要求。

3）喷水冲洗根管，去净酸蚀剂。

4）气枪轻吹牙面，根管内水分用纸捻尖吸水，不可过分干燥，需保持牙面及根管内可见湿润。

5）在根管内壁涂布黏结剂，纸捻尖吸除多余黏结剂，气枪轻吹蒸发溶剂，光照。

6）纤维桩的表面涂黏结剂，气枪轻吹蒸发溶剂，光照。

7）调拌黏结树脂，送入根管充满内壁。

8）纤维桩的表面涂黏结树脂，插入根管达预定深度，等待固化完全。

9）堆塑树脂核形态，固化后进行全冠牙体预备。

第二节　陶 瓷 桩

随着陶瓷材料的硬度和耐用性的提高，在根管中应用陶瓷桩也成为可能，这延续了人们用一种坚硬而美观的材料来支持全瓷修复体而不改变其光学性能的想法。以往，可铸玻璃陶瓷、玻璃渗透铝瓷桩和 CAD/CAM 桩都曾应用，但是这些桩都不具备足够的强度而导致临床失败率很高。随着氧化锆陶瓷在生物医学领域特别是种植体中和全瓷修复体系中的应用，该材料也被用来制作桩核修复体。1994 年，Sandhaus 等首先描述了用氧化锆陶瓷来作为根管桩。由于氧化锆陶瓷能提供双倍于氧化铝陶瓷的抗弯曲强度，因此能够用来构建实际尺寸大小的

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

桩。现在市场上的氧化锆桩系统主要有 Cosmopost 和 Cerapost 等。

一、氧化锆陶瓷的应力诱导相变增韧机制

氧化锆为白色粉末，属于萤石结构，其阳离子直径大于阴离子直径，所以可以认为由 Zr 构成立方方阵。氧化锆具有 3 种同素异型结构，单斜相(Monoclinic)，四方相(Tetragonal)，立方相(Cubic)。3 种晶型存在于不同的温度范围并可相互转化它们之间的转化关系如下。

在室温条件下，纯氧化锆以单斜相的形式存在，但当温度达到 1 170℃时，单斜相向四方相转变，当温度达到 2 370℃时，四方相会转变成立方相。其中单斜相向四方相转变属于马氏相变，在此过程中伴有 7%～9%的体积变化，加热时单斜结构氧化锆转变为四方结构氧化锆，体积收缩；冷却时 T-ZrO_2变成 M-ZrO_2，体积膨胀。这种 T 相向 M 相转变时产生的体积变化是增韧的主要途径。当氧化锆与适当的稳定剂结合后，四方相也可存在于室温。当材料受到外力产生微裂纹时，裂纹尖端的四方相晶体在应力诱导下向更稳定的单斜相转变，伴随的体积膨胀和形状变化改变裂纹尖端的应力场，阻止裂纹的延伸，并使裂纹扩展需要更高的外界作用载荷，这就是氧化锆的应力诱导相变增韧机制。

陶瓷材料在烧结、冷却和后期调改的过程中往往会在瓷体的内部或表面产生一些微小的缺陷和裂纹，而全瓷修复体在口腔环境中长期承受不断改变大小和方向的负载，常引起微裂纹的不断扩展，可导致全瓷修复失败。氧化锆陶瓷由于具有应力诱导相变增韧机制，力学性能大大提高，抗弯强度可达 900～1 200 兆帕，断裂韧性可达 15 兆帕。

基于氧化锆的这种增韧机制，稳定剂对于氧化锆在常温下保持亚稳态四方相的作用是十分明显的。理想的稳定剂应和阳离子半径 Zr^{4+} 相近，有相当的溶解度可与形成单斜、四方和立方晶型的置换型固溶体。这样在制件快速冷却过程中，可以以亚稳态结构形式维持到室温。氧化钙、氧化镁、氧化钇、氧化铈、氧化钍等化合物常被用作氧化锆的稳定剂。稳定剂的添加量一般小于使完全 ZrO_2稳定所需要的量，通常在 C 相单相区烧成冷却后，再在(C＋T)双相区进行适当的热处理，使部分 T-ZrO_2晶粒从 C-ZrO_2母体中析出而形成(C＋T)双相氧化锆陶瓷。有研究表明，用 Y_2O_3和 CeO_2作复合稳定剂时，氧化锆陶瓷的室温断裂韧性随加入量的增加而变化，一般认为加入量在 5.5%左右比较合理，其特点是由完全四方的 ZrO_2晶体这种微结构组成，颗粒大小为数百纳米。当有裂纹开始于陶瓷的内部时，就会发生部分的 ZrO_2正方晶到更大一些的单斜晶的晶体变化，从而使裂纹的晶体点阵扩大，阻止了裂纹的进一步扩展。由于这种微结构的改变，使氧化锆陶瓷具有最好的强度和韧性，也有良好的稳定性和耐磨性。

二、氧化锆桩的性能

氧化锆不仅具有普通陶瓷材料耐高温、耐腐蚀、耐磨损、高强度等优点，而且其韧性也是陶瓷材料中最高的(与铁及硬质合金相当)。氧化锆陶瓷还具有优良的热性能和绝缘性能。

一步烧结的致密氧化锆陶瓷由于以氧化锆为主体的致密陶瓷硬度可高达1 200维氏硬度，加工困难，因此这种材料最初用于制造成品根管桩如 Cerapost 含有 94.9%氧化锆和 5.1%稳定剂氧化钇，抗弯强度为 820 兆帕。由于具有较高的弹性模量，在应力状态下发生的形变较小，氧化锆桩在咀嚼过程中较少因黏结层破坏而失败。而且它的高硬度有利于应力在桩与牙根间传递，使其较碳纤维桩更少发生折断，但当其发生折断，断端也较难从根管中取出。与 Cerapost 类似的产品还有 Cosmopost。它们都可与树脂核、计算机辅助研磨加工瓷核、热压瓷核配合使用。

Purton 等用三点弯曲强度实验比较了 Cerapost(直径 1.2 毫米，光滑，锥形瓷桩)和 Parapost(直径 1.25 毫米，不锈钢，平行螺纹桩)的弯曲强度，证明氧化锆陶瓷桩比不锈钢桩弯曲强度大得多。但从另一方面讲，它的高弹性模量在应力分散方面不如纤维桩。Ivoclar 报告其生产的氧化锆陶瓷桩弹性模量为牙本质的 15 倍，比金属桩高，理论上导致根折的可能性更大。但 Oliver 等比较了预成贵金属桩与锆桩在人工唾液中循环 120 万次后的静载荷强度，结果显示，锆桩与预成金属桩的断裂载荷无差别，预成贵金属桩为垂直断裂并发生根折，锆桩组为全瓷冠或核折断而牙根完好，其原因可能是预成贵金属桩的适合性不如传统铸造金属桩，承受过大的载荷导致预成贵金属桩产生弯曲，根管内应力集中而根折；由于锆桩的强度刚度比预成贵金属桩大，在相同的载荷下不容易产生弯曲，因此牙根完好。Kem 等通过对 80 例用氧化锆陶瓷桩修复的患者 16 个月的观察，无 1 例发生折裂或黏结失败。Kakehashi 等的临床实验也证明，ZrO_2 陶瓷桩有很高的临床成功率。可见桩的弹性模量不是影响根折率的唯一因素，余留牙体组织量、黏结剂类型、体外实验中的加载方向及大小等也可能产生影响。

随着牙科计算机辅助加工技术的发展，对高强度陶瓷材料进行复杂精密的加工成为可能。DC Zircon 为高纯度的部分稳定的多晶氧化锆陶瓷，由 95%氧化锆和 5%稳定剂氧化钇组成。在工业条件下烧结至最佳状态，抗弯强度高达 900 兆帕，硬度 1 200 维氏硬度，弹性模量 210 千兆帕。可用于加工此材料的牙科计算机辅助加工系统有 President-DCS-System 与 Cerec Sirona Dental System。

为了降低高强度氧化锆陶瓷的加工成本，又发明了二步烧结的氧化锆陶瓷。Suttor 等研究报道了烧结的多孔四方多晶氧化锆陶瓷，即氧化锆陶瓷坯体先在工

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

业条件下进行低温烧结，形成气孔率为50%的低密度疏松结构瓷块，接着在技工中心根据临床所需形态进行计算机辅助放大加工，然后进行高温烧结7小时以达到完全致密的状态，最后进行饰面瓷涂饰，该材料的三点弯曲强度超过1 000兆帕。这种加工方式具有加工时间短、机械及磨头损耗小的优点，全数控加工工艺保障了加工的精确性。例如，LAVA为二步烧结的氧化锆陶瓷，其加工精度为边缘缝隙即修复体边缘到基牙表面的垂直距离为40微米，绝对边缘缝隙即修复体边缘到基牙颈部肩台边缘的距离为70微米。

氧化锆增韧陶瓷是在原有牙科陶瓷中添加一定的氧化锆组成的复相陶瓷。其代表产品是ICZ，它是在玻璃渗透陶瓷ICA的粉体中加入了33Wt%（质量分数）稳定剂为氧化铈的氧化锆，主要成分为氧化铝62%。该材料的加工工艺有粉浆涂塑和计算机辅助加工两种。粉浆涂塑成型工艺需将混合粉体与专用液体充分混合后涂塑于专用石膏代型上，1 120℃烧结10小时，形成一个具有一定强度的多孔骨架。然后以含有氧化硅、氧化铝、氧化镧的玻璃粉与蒸馏水的混合物于1 100℃渗透入多孔骨架4小时，冷却后多余的玻璃以细颗粒金刚砂车针去除。而计算机辅助加工是将干压成型的瓷块初步烧结形成开放性多孔状，经计算机辅助磨削加工成所需基底冠形态后进行玻璃渗透。由于氧化锆的加入，预烧结陶瓷形成的多孔结构更细且均匀，材料的三点弯曲强度显著提高到750兆帕可用于后牙固定修复。

IPS Empress Cosmo为氧化锆增韧的铸造玻璃陶瓷，采用失蜡法铸造。专用桩核瓷块850℃预热，在900℃、压力0.5兆帕条件下压铸于成品氧化锆桩CosmoPost上形成全瓷桩核。Heydecke等为评价氧化锆桩核的临床效果，对钛桩加树脂核、氧化锆桩（Cerapost）加树脂核、氧化锆桩（Cerapost）加热压全瓷核IPS Empress Cosmo及铸造金属桩核进行了1 200万次计算机控制温度循环模拟测试和静态加载破碎测试，结果显示上述各组的留存率分别为93.8%，93.8%，100%和87.5%，破碎压力分别为450牛顿、503牛顿、521牛顿和408牛顿。氧化锆桩在与全瓷核共同修复时显示出优越的性能。

三、氧化锆陶瓷桩与纤维桩的比较

氧化锆桩和纤维桩是目前应用较多的两种非金属桩，克服了金属桩的一些缺点，有如下一些共同处：

(1) 具有良好的美观性，不影响全瓷冠的美学效果。

(2) 不影响核磁共振等影像技术。

(3) 耐腐蚀，生物相容性好，不会对人体产生过敏和潜在毒性。

氧化锆桩和纤维桩相比也有如下一些不同之处：

(1) 氧化锆桩的弹性模量高，强度好，对牙根的应力传导分布不如纤维桩理想，根折的可能性比纤维桩大。

(2) 虽然氧化锆桩不易折断，但一旦折断则无法去除。

(3) 纤维桩的弹性模量与牙本质最接近，应力分布较好，不易根折，受力过大时先于牙根折断，有保护牙根的作用。

(4) 纤维桩容易去除，不影响牙根的二次治疗修复。

四、氧化锆桩的临床应用

1. 氧化锆桩的应用范围

氧化锆桩应用范围与纤维桩基本相同，可用于成人前牙牙面大面积缺损或残根经完善根管治疗术后的患者，尤其适用于审美要求高的患者。还适用于成人后牙残冠、残根经完善根管治疗的患者。但由于氧化锆的弹性模量高，对于根管壁薄弱，抗力差的根管要慎用。

氧化锆桩的设计与纤维桩也基本相同，需保留根尖至少 4 毫米的根管充填物，保证根尖封闭；尽量利用残留牙冠和根长，增加桩的长度，有利于桩的固位；根据根管粗细选择合适的氧化锆桩。

全瓷桩的核部分可采用直接法构建树脂核或用间接法构建全瓷桩核。构建全瓷桩核的方法有热压铸结合法、CAD/CAM 桩核整体切铣法。热压铸结合法是直接在预成的 ZrO_2 陶瓷桩上制作蜡型，然后包埋除蜡，将富含 ZrO_2 的玻璃陶瓷核材料通过热压的方法注入铸模腔，产生全瓷桩核。由于核瓷材料比桩瓷材料热膨胀率稍小，在这两种材料之间可以获得一个压力均匀、无裂痕的界面。CAD/CAM 桩核整体切铣法如 In-Ceram Zirconia 桩核系统，是在计算机控制下由机床整体切铣出氧化锆桩核。

全瓷桩核具有以下优点：① 尺寸稳定性；② 瓷桩和瓷核之间的高结合强度；③ 口外制作，减少椅旁时间。

Butz 等的实验表明，全瓷桩核同瓷桩加树脂核相比，其抗折力要大，在模拟口腔环境的咀嚼循环实验中，全瓷桩核的成功率要高，因此他建议最好采用全瓷桩核，但在残留的冠牙体组织比较多的情况下，也可以采用树脂核。

2. 氧化锆桩的临床操作步骤

以热压铸结合法全瓷桩核为例，临床操作步骤如下：

(1) 根管预备同纤维桩，用配套的根管预备工具按预定要求制备出根管的长度和外形。

(2) 在 ZrO_2 陶瓷桩上制作蜡型，然后包埋除蜡，将富含 ZrO_2 的玻璃陶瓷核材料通过热压的方法注入铸模腔，产生全瓷桩核。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(3) 用水冲洗根管,压缩气枪吹干,患牙隔湿。

(4) 在根管内涂酸蚀剂,酸蚀时间按说明书要求,32%磷酸为 15 秒。

(5) 水冲洗根管,去净酸蚀剂。

(6) 气枪轻吹牙面,根管内水分用纸捻尖吸水,不可过分干燥,需保持牙面及根管内可见湿润。

(7) 在根管内壁涂布黏结剂,纸捻尖吸除多余黏结剂,气枪轻吹蒸发溶剂,光照。

(8) 氧化锆桩的表面进行粗化处理,氢氟酸酸蚀至少 5 分钟,冲洗吹干。

(9) 在桩的表面涂硅烷耦联剂。

(10) 调拌黏结树脂,送入根管充满内壁。

(11) 氧化锆桩的表面涂黏结树脂,插入根管达预定深度,等待固化完全。

第三节 桩冠黏结的影响因素

桩冠的固位是关系到其成功与否的重要原因,它主要来自桩与根管壁的摩擦力和黏结剂的黏结力。影响桩冠黏结的因素很多,如根管充填材料、黏结前根管壁牙本质的处理、黏结剂种类及厚度、黏结方法等。

一、根管充填材料

根管充填所用材料,大部分都含有丁香油成分。和所有的羟基类化合物一样,丁香油具有清除污物的特性,但它可阻碍复合树脂聚合,从而影响树脂类黏结剂的黏结效果。有研究认为根管充填材料的成分对树脂的黏结力无特别影响,但根管预备的时机比较重要,根充后进行预备者与根充前预备相比有更高的黏结力,这可能与机械预备能去除根充时污染的牙本质有关。

然而,也有一些研究报告显示了含丁香油的根管充填材料对树脂类黏结剂的不利影响。Ngoh 等认为,用含丁香油的根管充填材料时,其中的丁香油可能会渗入根管壁牙本质,若根管预备时不去除这些污染的牙本质,将会干扰黏结树脂的聚合。他研究了丁香油在根管不同区域对树脂黏结的影响,结果为丁香油在根颈 1/3 对树脂黏结的影响较根中 1/3 显著,这可能是因为根中 1/3 牙本质同根颈 1/3 相比,有较低的渗透性,因而丁香油的吸入量少。Tjan 等报道,含丁香油的根管充填材料实际上降低了树脂(Panavia EX)黏结根管桩的固位力。无论选用何种类型的黏结剂,树脂基的根管充填材料(AH-26)与丁香油基充填材料(Roth's 801)

相比均可产生较高的固位力。

无论根管充填材料的化学成分是否能影响桩冠的黏结力，在根管预备过程中都应尽可能地去除根管壁残余的充填材料。这样既可增强黏结剂与根管壁的机械嵌合作用，又能防止根管充填材料中化学成分对树脂类黏结剂带来的不利影响。

二、黏结前根管壁牙本质的处理

唾液、龈沟液、血液、手机润滑油、根管充填材料及机械预备时的残屑等都有可能污染根管壁牙本质，形成玷污层（smear layer），从而阻碍黏结剂与根管壁牙本质的紧密结合，尤其是树脂类黏结剂。若去除根管壁牙本质表面的玷污层，可显著增加桩的固位力。因此在桩黏结前对根管壁牙本质进行处理，以获得清洁新鲜的牙本质表面，就显得尤为重要。

根管内壁的牙本质与冠部的牙本质有所不同，牙本质小管的管径和密度在髓腔侧最大，而树脂牙本质混合层的厚度与牙本质小管的密度成正比，且小管方向与根管内部基本垂直，没有活髓牙的牙髓正压对黏结剂渗入的对抗作用；管内牙本质的这些解剖结构都有利于桩核的黏结。但是根管内壁可能会在慢性刺激作用下产生硬化牙本质，硬化区域的牙本质小管矿化封闭，管周的胶原纤维也可能发生变性，使得黏结剂很难渗入牙本质内。即使是同一牙根，随着部位的不同（颈1/3、中1/3、尖1/3）其牙本质小管的密度也不同，可直接影响酸蚀后的可黏结表面积，研究表明，32%磷酸酸蚀后，根管内壁颈1/3、中1/3、尖1/3可黏结面积增大的百分比，分别为202%、156%、113%。

根据黏结材料与牙本质基质和玷污层的不同作用机制可将黏结剂分为全蚀刻和自蚀刻黏结材料。虽然酸蚀能开放牙本质小管，但若控制不当而导致牙本质中的钙含量大大降低，复合树脂聚合时就易于从脱钙牙本质中脱离，从而降低其黏结力。有学者比较了树脂类黏结剂对传统酸蚀和自酸蚀引发剂处理牙本质表面的渗透情况，结果显示传统酸蚀者树脂类黏结剂未完全渗透进脱钙的牙本质区域，在树脂-牙本质界面可发现暴露的蛋白质，这就形成了纳米级的微渗漏，影响黏结的远期效果。但也有学者对自酸蚀能否穿透入牙体预备过程中所产生的较厚的玷污层持怀疑态度。

三、黏结剂的种类

目前用于桩冠的黏结剂主要有以下四种：磷酸锌水门汀、玻璃离子水门汀、聚羧酸水门汀和树脂类黏结剂。多数研究表明，树脂类黏结剂的固位力优于其他三种黏结剂，且发生微渗漏较少。用于黏桩的树脂类黏结剂多为化学固化，填料成

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

分少，低黏性、流动性能好的树脂。微机械扣锁理论认为：树脂类黏结剂与牙本质的黏结力主要来源于混合层(hybrid layer)、树脂突(resin tag)和侧支胶连(adhesive lateral branches)的形成，同时在牙本质-树脂界面可能有化学反应发生。黏结树脂常使用配套的预处理剂(conditioner)及底漆(primer)，底漆中含有黏结性单体，不仅可以增强树脂的渗入和聚合，而且可以提高表面能增加润湿效果；空气中所含的氧是导致树脂聚合不全的原因，底漆则可排除空气使树脂聚合完全。

四、黏结剂的厚度

黏结剂的厚度与桩的黏结力密切相关。厚度过大的黏结剂，尤其是树脂类黏结剂有较多的聚合收缩，从而增加了界面压力。随厚度增加，两种树脂黏结剂张力强度均下降。若黏结剂厚度太薄，黏结材料强度不足则干燥易碎。另外，没有彻底去除根充材料中可能阻止树脂类黏结剂聚合的丁香油也会影响树脂类黏结剂的黏结性能。

五、黏结方法

树脂黏结剂如不能充分进入根管或桩就位前就发生固化，将影响黏结剂与桩和牙本质之间的化学结合。特制螺旋充填器和微刷的使用，可以使黏结剂在固化前充分进入根管，并在沿桩全长的根管内壁形成规则的树脂突、树脂-牙本质混合层，从而发挥最大的固位效能。将黏结剂导入根管桩插入根管前，其表面也应均匀涂布黏结剂，也有助于桩的固位。

（孙亚洲）

第六章 全瓷冠桥的临床应用

第一节 概 述

全瓷冠是以陶瓷材料制成的覆盖整个牙冠表面的修复体。它具有色泽稳定自然、导热低、不导电、耐磨损、生物相容性好等优点，而且，对于金属烤瓷冠而言无需金属结构，不透金属色，加工工艺相对简单，是前牙较为理想的修复体。但是，由于其脆性大，一定程度上限制了它的应用。随着陶瓷材料性能的改进及义齿加工工艺的发展，增韧陶瓷被用于前后牙全瓷冠及少数牙缺失的全瓷固定桥修复，近年来得到广大牙科医生及患者的关注，被广泛应用于临床口腔修复技术中。

一、全瓷冠的性能特点

(1) 具有近似硬组织的机械强度，抗疲劳、耐磨损，能抵抗咀嚼力，但拉伸强度、抗弯强度以及抗冲击强度较低，不适合用于修复颞颌关节紊乱症、咬𬌗过紧及𬌗力过大等情况的患者。

(2) 热传导低，不导电，重量比金属烤瓷材料轻。

(3) 具有良好的化学稳定性，长期在口腔环境和各种食物、饮料、唾液、体液、微生物及酶的作用下不会产生变质和变性。

(4) 具有优良的生物相容性，没有金属-瓷的疏松粗糙的结合界面，能减少菌斑聚集，减少龈缘红肿及萎缩。

(5) 易成形，易修改，收缩小。

(6) 着色性好，表面光泽度高，透明和半透明性佳，具有与天然牙相似的美观效果，没有金属烤瓷牙龈缘透青、黑线和变色等问题。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(7) 绝缘,有活髓保护作用,X 线部分阻射。

陶瓷材料的组成、结构、性质、晶体结构、晶相分布、晶粒尺寸和形状、气孔、杂质、缺陷以及晶界等都可以成为影响其性能的因素。

二、全瓷冠的适应证及禁忌证

(一) 全瓷冠的适应证

(1) 牙体严重缺损或者前牙切缘、切角缺损,不宜用充填治疗或不宜选用金属冠、金属烤瓷修复者。

(2) 牙冠大面积缺损充填治疗后需要美观修复者。

(3) 因色泽异常而影响美观的患牙,如前牙牙髓失活或无髓牙的变色、氟斑牙、四环素染色牙等影响美观者。

(4) 错位、扭转牙不宜进行正畸治疗者。

(5) 因发育畸形或发育不良而影响美观的前牙,承受咬𬌗力不大的前磨牙、磨牙。

(6) 对金属或者塑料过敏的患者。

(7) 对美观要求高、且能保证口腔卫生及注意保护全瓷冠者。

(二) 全瓷冠的禁忌证

(1) 乳牙、年轻恒牙及牙体预备容易穿髓者。

(2) 临床牙冠过短、牙体过小无法保证修复体获得足够的抗力和固位要求者。

(3) 对刃、深覆、咬𬌗紧的患牙。

(4) 严重磨耗的患牙及有夜磨牙病史的患者。

(5) 牙髓病变及牙周病变未经治疗不宜固定修复者。

(6) 心理、生理、神经精神疾病或经济不能承受或不能配合治疗的患者。

第二节　全瓷冠的设计和牙体预备要求

一、全瓷冠的设计

牙体预备设计对全瓷冠的固位、强度、美观及适合性等方面都有重要影响,因此临床上如何进行恰当的牙体预备设计是非常重要的。全瓷冠的牙体预备除遵循一般预备要求外,其一些基本设计原理与传统冠有所不同,目前学术界对于具

体的标准尚有争议,本文将分几个方面对其进行讨论。

1. 轴壁聚合角度

轴壁聚合角有2种表示方式,1种是用预备牙体2个相对轴面间的夹角来表示,称之为殆向总聚合角(totle occlusal convergence angle);另1种是指轴面与牙体长轴间的夹角,即通常所指的轴壁聚合角,也称轴壁倾斜度(axial taper)。聚合角度是全冠牙体预备的一个重要方面。有些学者认为聚合角度与全冠的固位力间存在类似线性的关系,最小的牙体预备角度被认为是传统全冠固位的一个重要因素。然而,全瓷冠的固位在很大程度上依赖于牙本质-复合树脂黏结系统,对其聚合角度的设计要求可以比传统冠大,况且全瓷冠较易碎裂,要保证冠在试戴和黏结时不破坏,也需要增大其聚合度以便于就位。Malument等认为黏结全瓷冠的轴壁聚合度可从传统的3°~5°提高到6°~8°。一般认为聚合度越大,冠的适合性越好,但聚合度过大会导致修复体固位力下降,并会导致对牙体组织的过多磨除。

轴壁聚合度与冠的抗折强度间也存在密切关系。Dodge等研究认为,聚合角度改变对全冠抗折强度的影响比固位还要敏感。他研究聚合角度变化(5°,10°,15°,20°)对Dicor全瓷冠强度的影响,结果表明聚合角为10°时Dieor冠表现出的强度最大,而聚合角为5°时冠最易碎裂。不过,关于聚合角度对黏结全瓷冠强度的影响情况还需进一步研究。

总之,临床上在设计轴壁聚合角时应综合考虑,既要便于临床牙体预备及技术室制作,又要能提供足够固位、强度及良好适合性。Burket认为6°的轴壁聚合角对全瓷冠是较理想的。而Broderson则根据其多年临床经验提出全瓷冠的殆向总聚合角应不低于20°,他认为这样不仅使冠更易于就位,还使冠具备更好适合性和抗折强度。

2. 轴面磨除厚度

牙体预备各面的所有线角应圆钝、光滑、连续,避免形成尖锐棱角,消除可能导致应力集中的隐患。体外研究表明,全瓷冠在最少的牙体预备情况下也能获得与自然牙类似的强度。Malament等在关于瓷层厚度对Dicor全瓷冠在口腔内保存率影响的研究中发现,瓷厚度小于1毫米和瓷厚度大于1毫米的黏结Dicor冠在口腔内使用11.7年后的保存率无明显差异。这些体内体外试验都说明,牙本质黏结全瓷冠的轴面磨除量在小于1毫米的情况下仍能提供足够的强度。但是根据所选用的全瓷冠的种类不同,对轴面的要求也不同,目前国内对于全瓷冠轴面一般要求磨除1.0~1.5毫米。Burke等认为全瓷冠强度的提高依赖于黏结系统的使用,他们认为在牙体组织与黏结材料,以及黏结材料与酸蚀的瓷面间可能存在协同作用,牙体组织在其中充当了冠修复体的核心作用,就像氧化铝瓷核冠

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

中的氧化铝核，以及金属烤瓷冠中的金属内冠一样。但是预备后牙体组织的固有色泽会影响覆盖其上的全瓷冠的颜色，从而要求预备出厚度更大的瓷层以遮盖变色部分，特别是变色牙的修复。例如，Empress 全瓷冠厚度需大于 1.6 毫米才能获得良好的色泽匹配。因而，要获得良好的色泽匹配，轴面预备厚度应根据所选用的全瓷系统及牙体情况来确定，其轴面磨除量应主要根据理想色泽及外形所需要的厚度。

3. 切面/𬌗面磨除厚度

切面/𬌗面预备厚度应保证修复体在承受咀嚼压力部分有足够体积的瓷层，以便于形成修复体的合理解剖外形及提供足够的抗折强度。许多学者认为全瓷冠切/𬌗面磨除厚度应在 1.5～2.0 毫米的范围内；也有一些学者认为切/𬌗面预备深度应不低于 2 毫米才能保证全瓷冠的足够强度，并便于技术室形成完善的𬌗面外形。Burke 在增加牙体预备对牙本质黏结全瓷冠抗折强度影响的试验中表明，切/𬌗面预备 2 毫米是足够的，增加其预备量至 3 毫米并不能明显提高其抗折强度，反而会增加牙髓损伤的危险性；他在进一步研究后认为切/𬌗面磨除厚度最小可为 1 毫米，可低于使用传统黏固材料的全瓷冠，因为使用牙本质-树脂黏结系统将全瓷修复体黏结到牙体上后其强度可通过牙体组织而得到加强。不过 Mormann 等则认为增加黏结全瓷冠的切/𬌗面的厚度会提高修复体的强度。

4. 颈部边缘线(finish line)形态和深度

颈部边缘线形态有刃状或羽状、90°肩台、带斜面肩台、凹形及带斜面凹形等多种类型。在选择应用时应根据修复体种类、材料以及牙体情况等综合考虑。对于全瓷冠的颈缘形态，一般认为应预备成 90°肩台以保证修复体的强度(图 6－1)。但是，Friedlander 等研究了上颌前磨牙颈部预备成凹形、锐利线角肩台和圆钝线角肩台时全瓷冠的抗折强度，他们将 Dicor 冠用磷酸锌黏固到金属代型上进行测试，结果表明边缘为凹形预备时冠的强度明显低于肩台预备；然而，当全瓷冠内面经过酸蚀并用硅烷耦联剂处理后，用牙本质黏结系统结合复合树脂黏结到酸蚀的自然牙上时，凹形预备与肩台预备对冠强度的影响却没有明显差异，而且在临床上的远期效果也无明显差异。Broderson 则结合其多年临床经验提出颈缘线应预备成 120°～140°圆钝线角的凹形(图 6－2)。

颈部预备宽度与边缘线形态是密切相关的，一般肩台预备需磨除较多的牙体组织，而凹形和刃状边缘则相对磨除牙体组织较少。较少的颈部预备如刃状或凹形可使修复体与牙体组织间的颜色混合较好，从而产生完善的美观效果；但是必须形成一个清晰可见的边缘线，以便于技术人员的制作，另外，过薄的边缘会增加修复体在试戴和黏结过程中折裂的风险。因此，对于全瓷冠的颈部预备宽度一般认为在 0.5～1.0 毫米范围内是合适的。对于变色牙的修复应该增加牙体预备的深度，使修复体有足够的厚度来遮盖牙体变色部分。

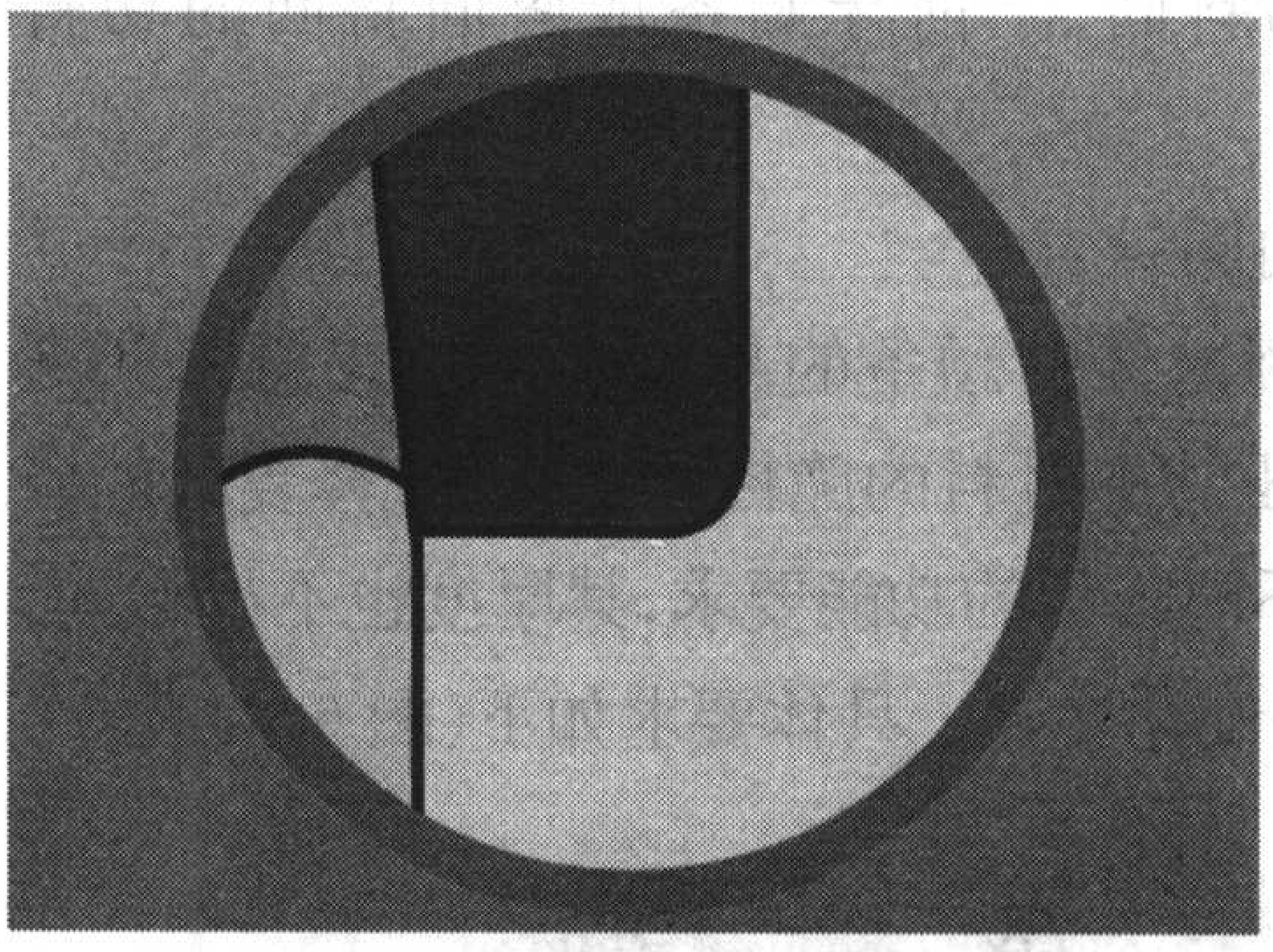


图 6-1　90°肩台预备

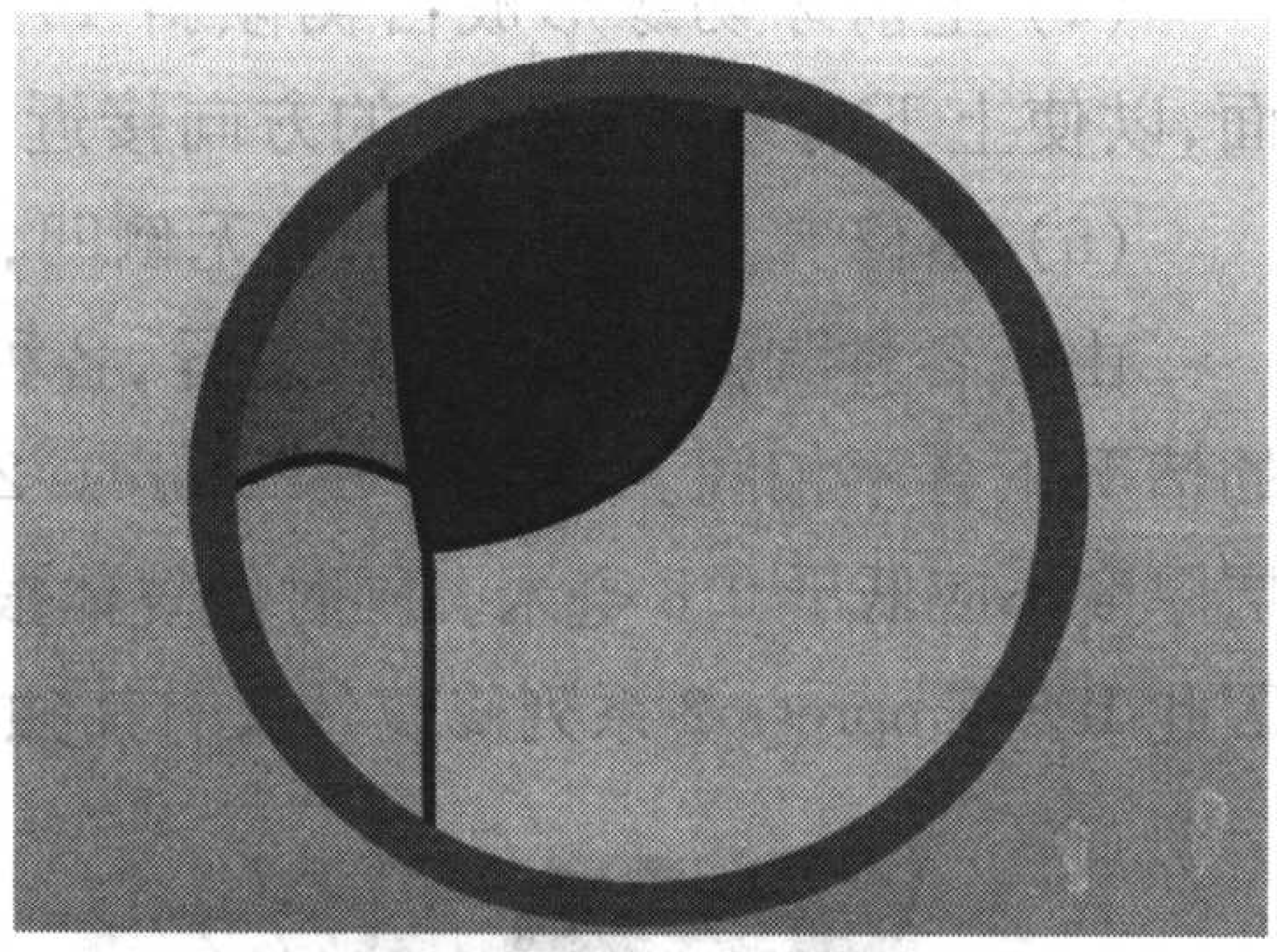


图 6-2　120°肩台预备

5. 颈部边缘线的位置

边缘线与龈缘的位置关系有三种情况，即位于龈缘以上、与龈缘平齐及位于龈缘以下。许多研究都支持将边缘线预备在龈缘以上以尽可能保证牙周组织健康；然而，临床上很多情况下需将边缘线置于龈缘以下，如覆盖变色牙或颈部龋、获得足够固位等(图 6-3)。对于颈缘预备在龈下的情况，也有研究认为只要修复体边缘能形成合理外形，并且能妥善处理牙周软硬组织，那么对牙周组织也不会有不良影响，不过边缘线置于龈沟内时应注意避免延伸至上皮附着区。但是，对于黏结全瓷冠，因为牙本质/复合树脂黏结系统需要较高程度的干燥环境，潮湿环境会影响其黏结强度，而龈沟内却很难隔湿，所以尽量要求其颈部边缘线置于龈缘以上。另外，边缘线最好预备在牙釉质上，这样可减少修复体边缘微漏的发生。

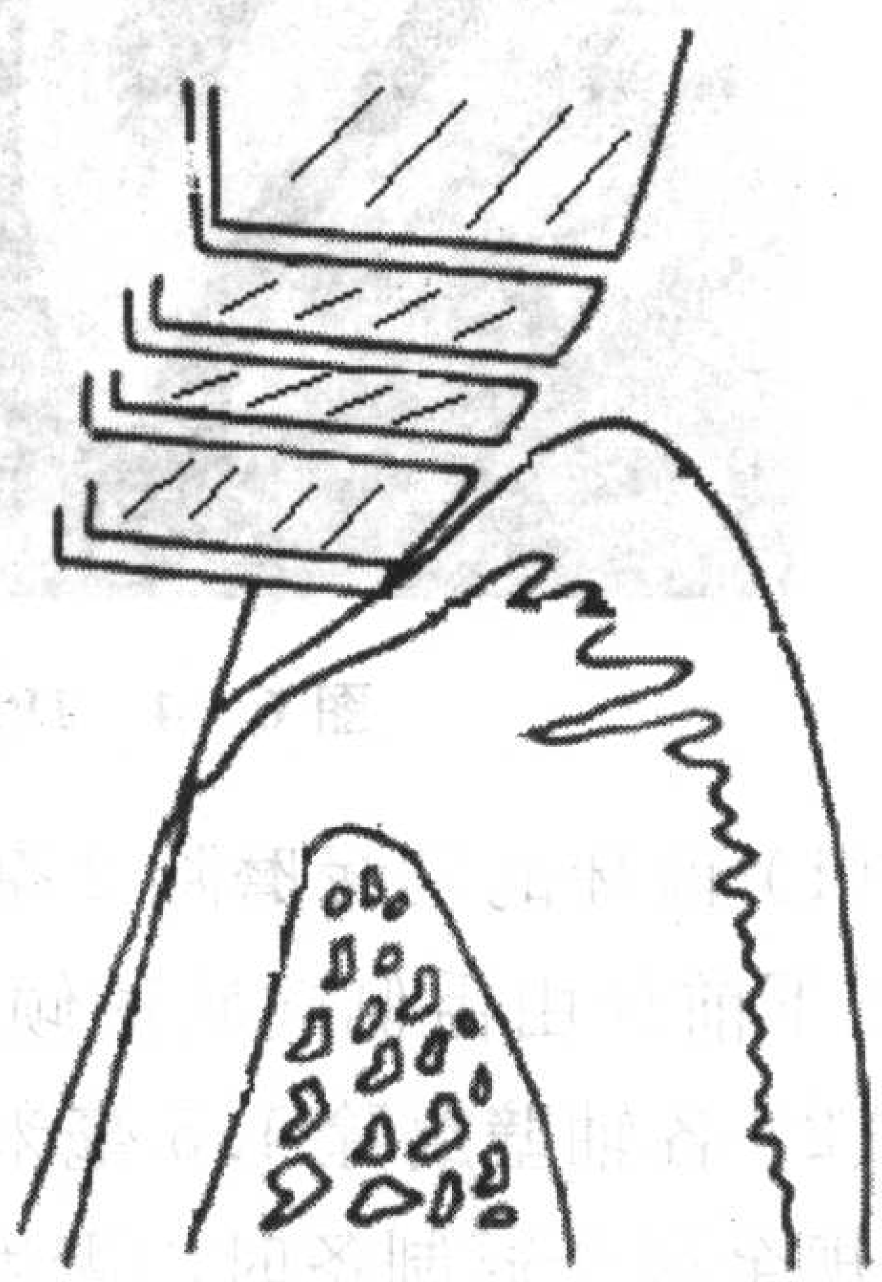


图 6-3　全瓷冠不同的颈缘位置

总之，在临床上对黏结全瓷冠进行牙体预备设计时应结合具体情况综合考虑，除遵循一般设计原则外，还应特别注意其设计原理与传统冠不同的地方。

二、全瓷冠的牙体预备

(一) 牙体预备的原则

(1) 去除龋坏的组织，冠的最大周径降至颈缘。

(2) 在各个殆位均有足够的修复间隙，也可以适当增加预备间隙以保证全瓷冠的强度和美观效果。

(3) 颈缘平齐龈缘或位于龈下 0.5 毫米。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(4) 上前牙切缘形成舌侧倾斜45°的切斜面，下前牙则备成唇面斜面的切斜面，以使上下前牙咬殆时力的方向接近垂直。

(5) 精修完成后，各面光滑无倒凹，线角圆钝。

由于各种陶瓷性能之间的差异，各种全瓷冠牙体预备的具体的要求在总体原则的情况下各不相同。例如IPS-Empress 2热压铸瓷材料的脆性较大，因此修复体的瓷层厚度不应低于0.8毫米。同时修复体根据不同部位的功能要求，其厚度也不尽相同，因此IPS-Empress 2系列修复体又有其独特的设计要求。具体要求如下(图6-4)。

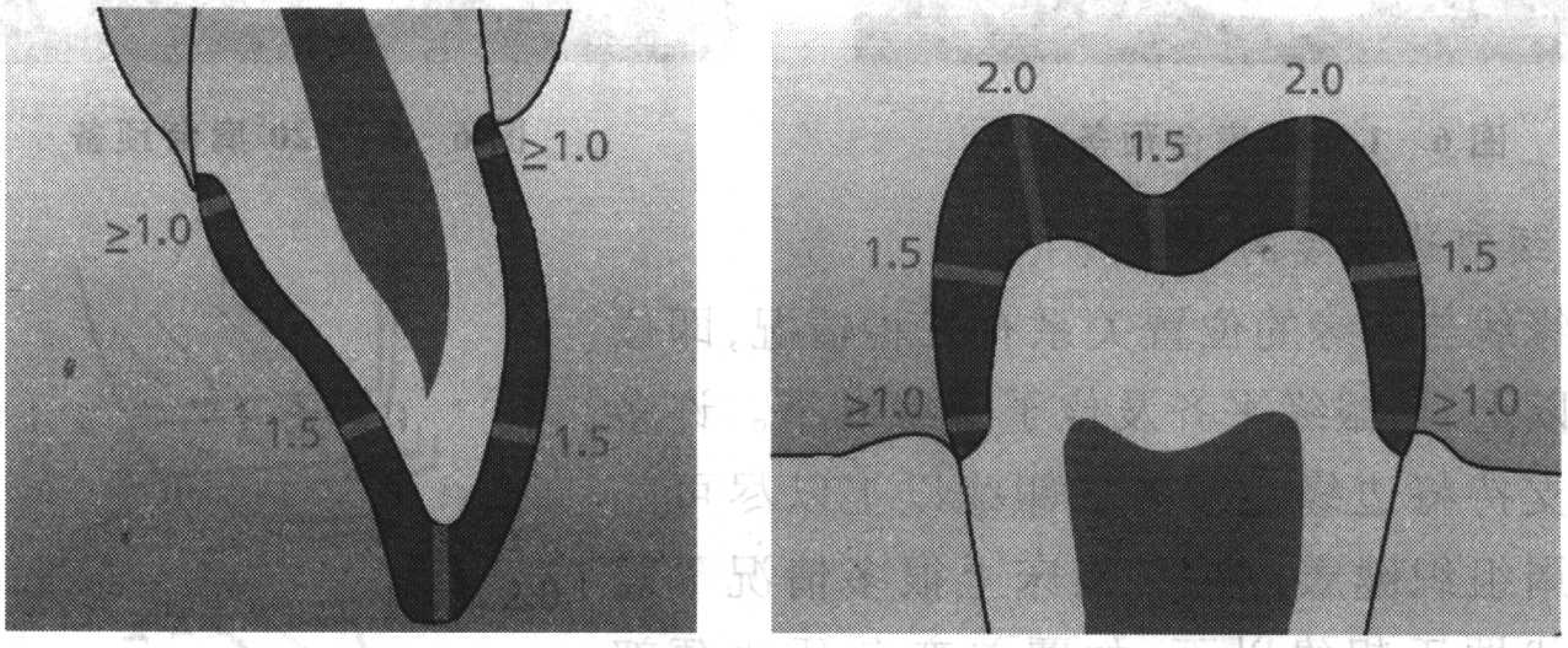


图6-4 IPS-Empress 2前、后牙全冠牙体预备要求

(1) 前牙的切缘磨除2毫米，并呈45°圆滑的切斜面，上前牙由唇侧向舌侧倾斜，而下前牙由舌侧向唇侧倾斜；后牙殆面磨除1.5毫米，牙尖处磨除2.0毫米。

(2) 各轴壁磨除1.5毫米，并将最大周径至龈缘处。各轴壁殆向内聚5°～8°，比常规金属全冠制备时内聚度要大些。这是因为IPS-Empress 2热压铸瓷材料没有弹性，过小的聚合度会造成就位困难，并产生应力集中，易导致修复体在试戴时折裂，如果考虑到新型的强力型的牙本质黏结剂的存在，聚合度可大于20°，由此而减少的固位力可通过高强度的黏结材料来加以弥补。

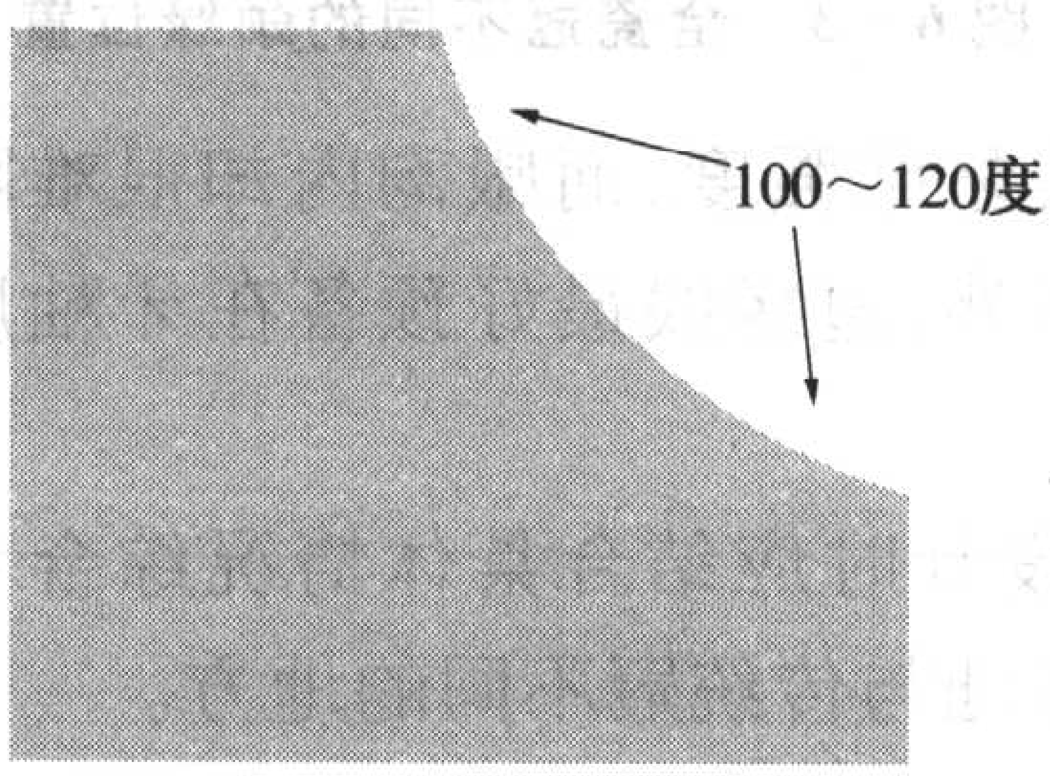


图6-5
100°～120°的圆滑型斜面肩台

(3) 颈缘位置设置在龈下0.5毫米，并制备出至少有1.0毫米的100°～120°的圆滑型斜面肩台(circular chamfer or shoulder，图6-5)，决不能制备成刃状、浅凹状肩台，以防止冠边缘抗力形的下降(图6-6)。同时，圆滑型肩台还有利于黏结剂的溢出，减少边缘浮出量，从而提高修复体边缘的适合性。

(4) 各制备面应圆钝、光滑、连续、无倒凹，禁止有任何尖锐棱角的出现，消除应力集中。

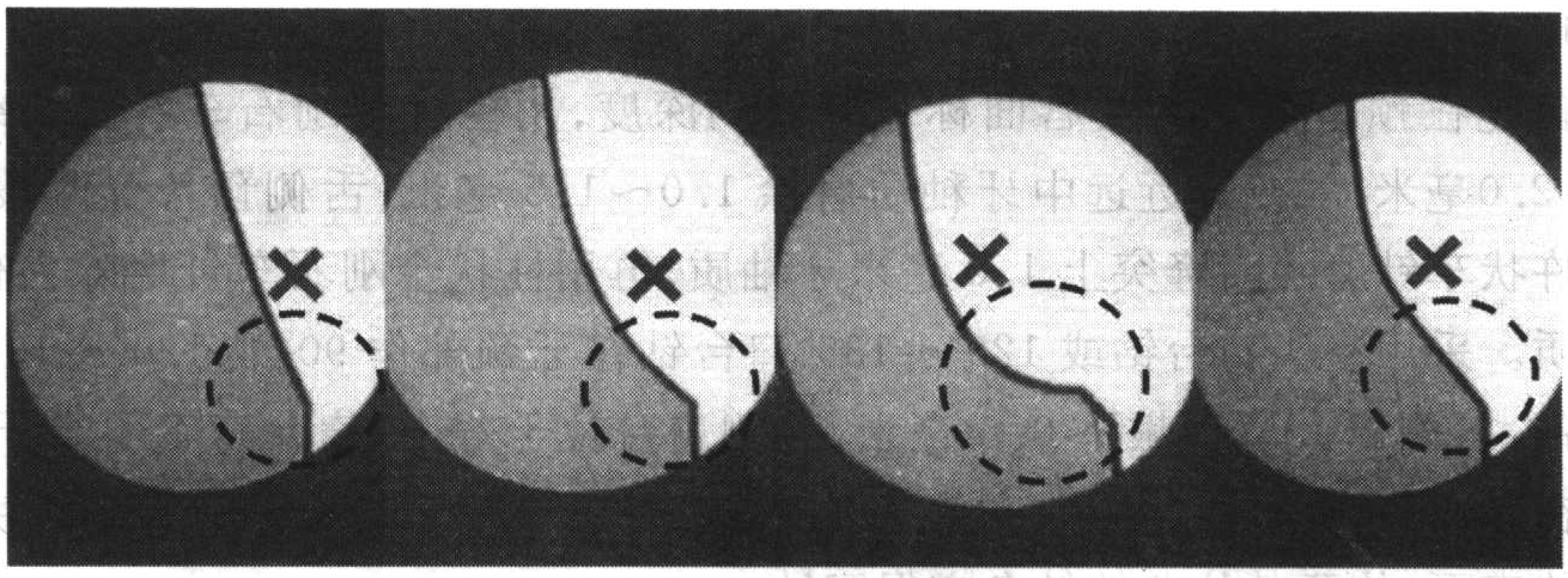


图 6－6　不恰当的全瓷冠边缘

(5) 若牙冠缺损严重，可以先用 IPS-Empress 材料制成铸造陶瓷桩核，黏固于牙体后再按全冠要求设计和制备。

(6) 在轴壁殆龈向磨出 0.5 毫米的溢出道(spill way)。Miller 和 Harrison 认为，轴壁设计溢出道有利于全冠的就位，且抗折强度也有提高，还能改善边缘的适应性。

（二）牙体预备的步骤

具体操作步骤见图 6－7。

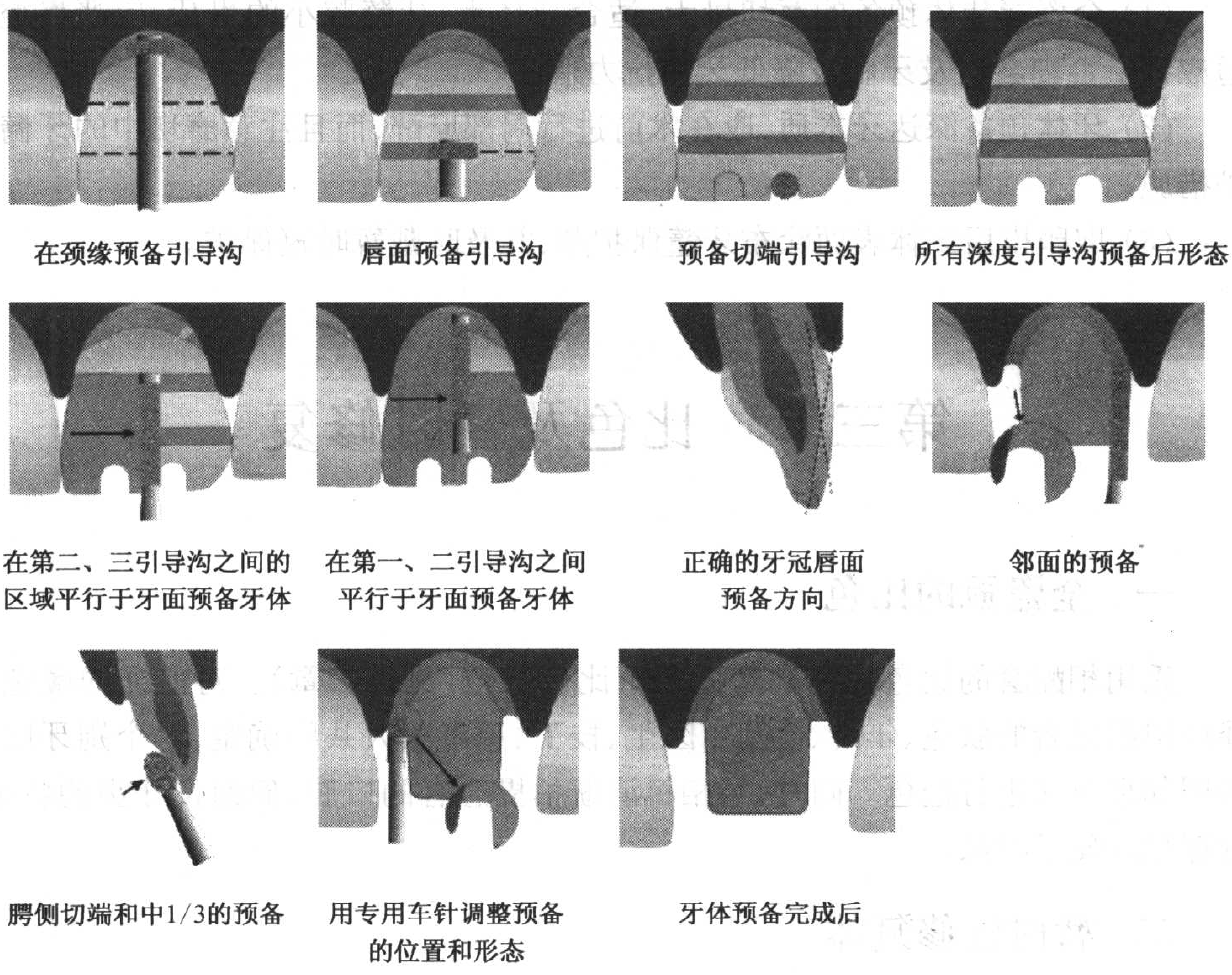


图 6－7　全瓷冠的牙体预备步骤

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 重度四环素牙、氟斑牙的牙体预备

首先在预备牙切缘及唇面标记磨除的深度，用柱状金刚石车针将切缘磨除1.5～2.0毫米，唇侧及近远中牙釉质磨除1.0～1.5毫米；舌侧预备分两段进行，先用杵状车针磨除舌隆突上1.0毫米牙釉质，再用柱状金刚石车针磨除舌侧颈部牙釉质。采用平头肩台钻或120°～135°肩台钻在牙颈部作90°或120°～135°的肩台预备，唇侧肩台位于龈下0.5毫米，舌侧肩台位于龈上，肩台宽度不少于1.0毫米。在完成基本牙体预备后，采用表面颗粒精细的车针对肩台进行精修，并磨光预备体表面，使预备体各处转角变得圆钝。

2. 牙冠大部分缺损的牙体预备

当前牙牙体缺损大于1/3，并涉及牙髓时，应进行完善的根管治疗，然后采用成品纤维桩（如碳纤维桩、玻璃纤维桩、石英纤维桩）或二氧化锆陶瓷桩放置在根管内加强牙体组织的抗力，用与残余牙体组织颜色相同的复合树脂成核后按常规进行牙体预备。对于牙体缺损达到牙槽嵴顶时，一般采用成品金属桩树脂核或铸造陶瓷桩核进行部分修复，然后按常规进行牙体预备。

（三）牙体预备的注意事项

（1）全瓷冠牙体预备的磨切量大，适合牙体大、牙髓腔小的患牙，应严格控制适应证。否则会伤及牙髓或降低牙体抗力形。

（2）牙体预备深达牙本质，应在术前进行局部麻醉，而且注意磨切中的牙髓保护措施。

（3）取印模后牙体表面涂布牙髓保护剂，并及时戴暂时冠保护。

第三节　比色及暂时修复

一、全瓷冠的比色

采用相配套的比色板在自然光线下比色选色（见第二章）。对前牙的颜色选择应根据患者的肤色、年龄、性别由医生、技工、患者三人共同确定，对个别牙比色参照邻牙色泽进行选色。同时，用相机清晰拍摄患者的口腔、颌面及牙齿的特征，并存档以便于对照。

二、暂时性修复体

暂时性修复（temporary restoration）包括从牙体预备取模后到最终修复体完

成期间的暂时修复体，而且还包括改善义齿设计的诊断性修复以及用于牙周治疗，咬殆治疗和正畸治疗的一部分。在做最终修复体期间，暂时性修复对提高修复的成功，缩短或消除患者的"无牙期"，获得一定的具有诊断意义的信息，取得患者的信任均起很大作用。由于全瓷冠预备时牙体切割量较大，另外患者对修复要求越来越高，修复体制作越来越精细，暂时性修复的必要性和准确性也越来越重要。

（一）暂时修复体的制作

暂时性修复体的制作方法较多，主要有直接法、间接法、间接直接法等，目前临床常用的是采用直接法制作，可以通过用预成冠修改或通过印模制作。制作暂时性修复体的材料有甲基丙烯酸甲酯和双丙烯复合树脂，后者因无色无味，生物性能及耐磨性较好等优点在近两年被临床广泛使用。本文仅介绍较新的双丙烯复合树脂暂时冠的制作方法。

1. 藻酸盐印模法制作暂时修复体（图 6－8～11）

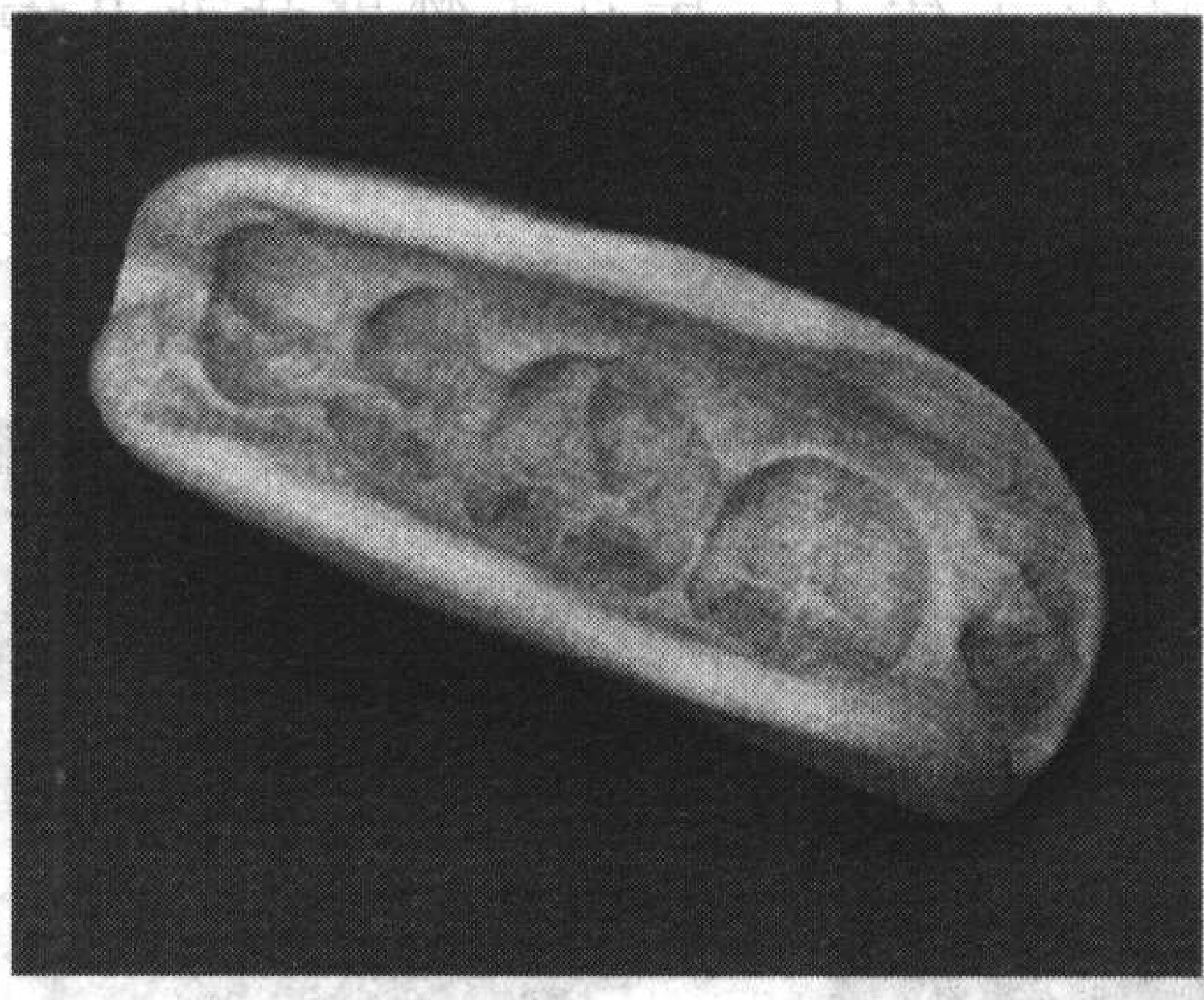


图 6－8　制取印模

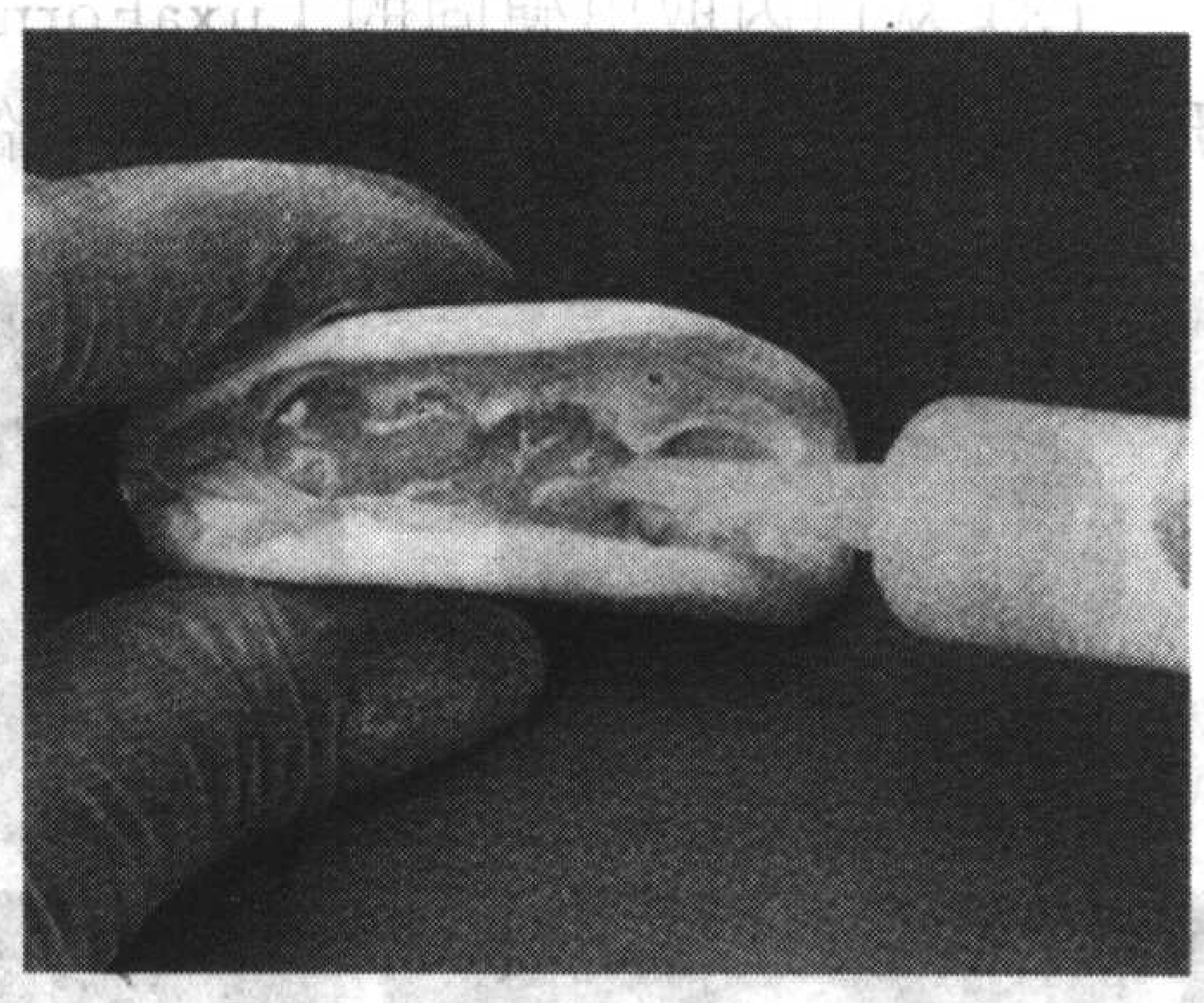


图 6－9　注入暂时冠桥材料

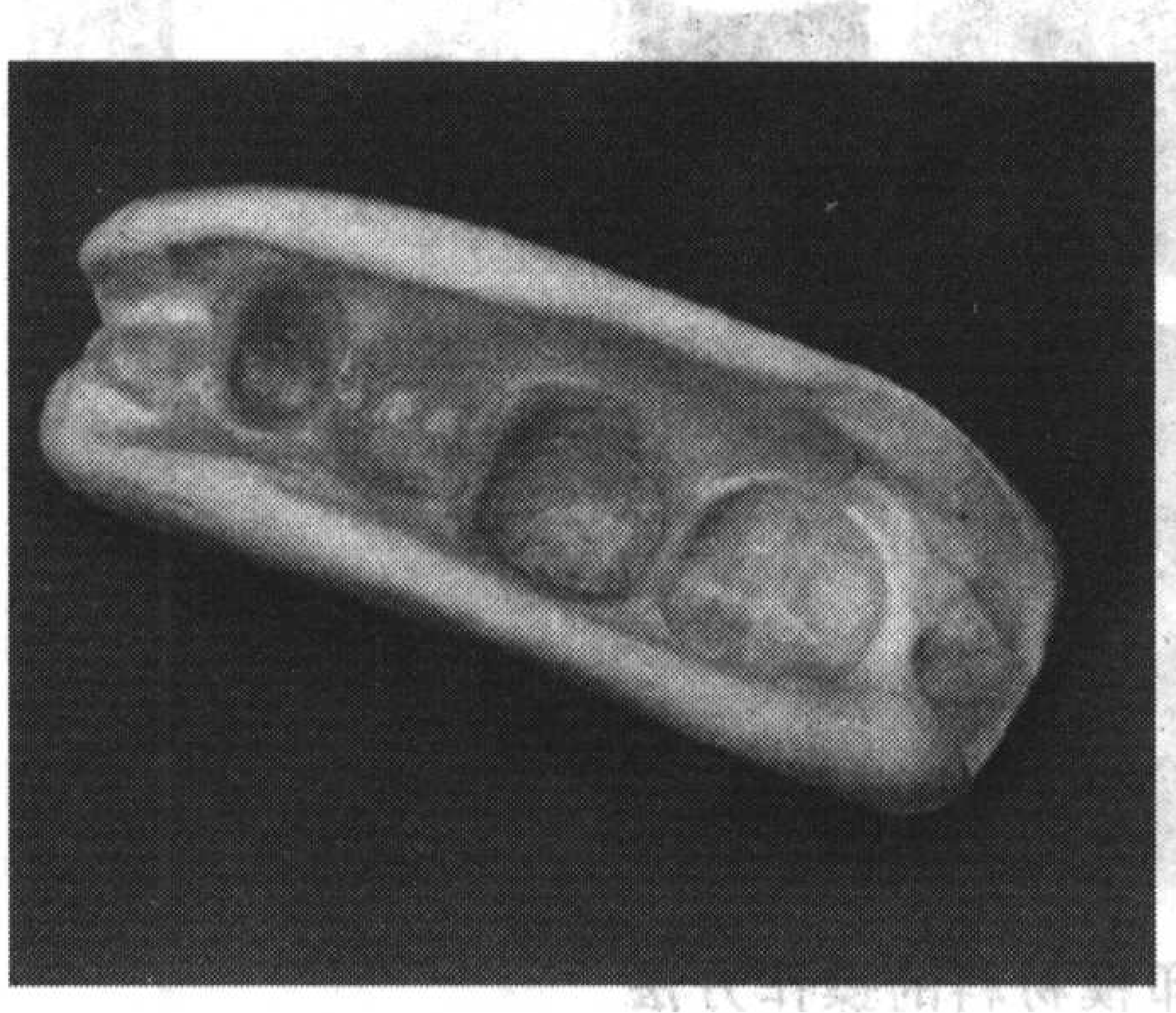


图 6－10　取下印模可见成型的修复体



图 6－11　制作完成的暂时固定桥

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

(1) 牙体预备前制取印模。

(2) 牙体预备后将暂时冠、桥材料(通常属于自固化树脂材料)以专用注射器注入需要制作暂时修复体的部位,注意勿混入气泡。

(3) 约数分钟后待材料凝固,取下托盘,取出暂时修复体。

(4) 对暂时修复体修整和抛光,在口内试戴,调𬌗,准备黏固。

2. Luxaform 热塑聚合印模材料制作暂时修复体

热塑性印模材料的优点:体积小,无色无味,特别适用张口受限或呕吐反射较重的患者;操作简单,可反复使用。

操作方法见图 6-12,具体步骤如下:

(1) 1 颗牙用 1 个 LuxaForm 片。置于 70°热水中加热 1 分钟,材料会变得柔软而透明。多个牙齿印模需使用多片 LuxaForm。几片透明材料很容易揉捏在一起。

(2) 必要时可将透明材料捏成方形,然后放口内取印模。随着温度降低,材料迅速坚硬呈不透明蓝色。对材料间断喷水可加速温度降低。

(3) 从口内取出硬固的 LuxaForm,在印模上涂上一层凡士林或其他分离介质,用临时冠桥材料(Luxatemp)制作临时冠桥。

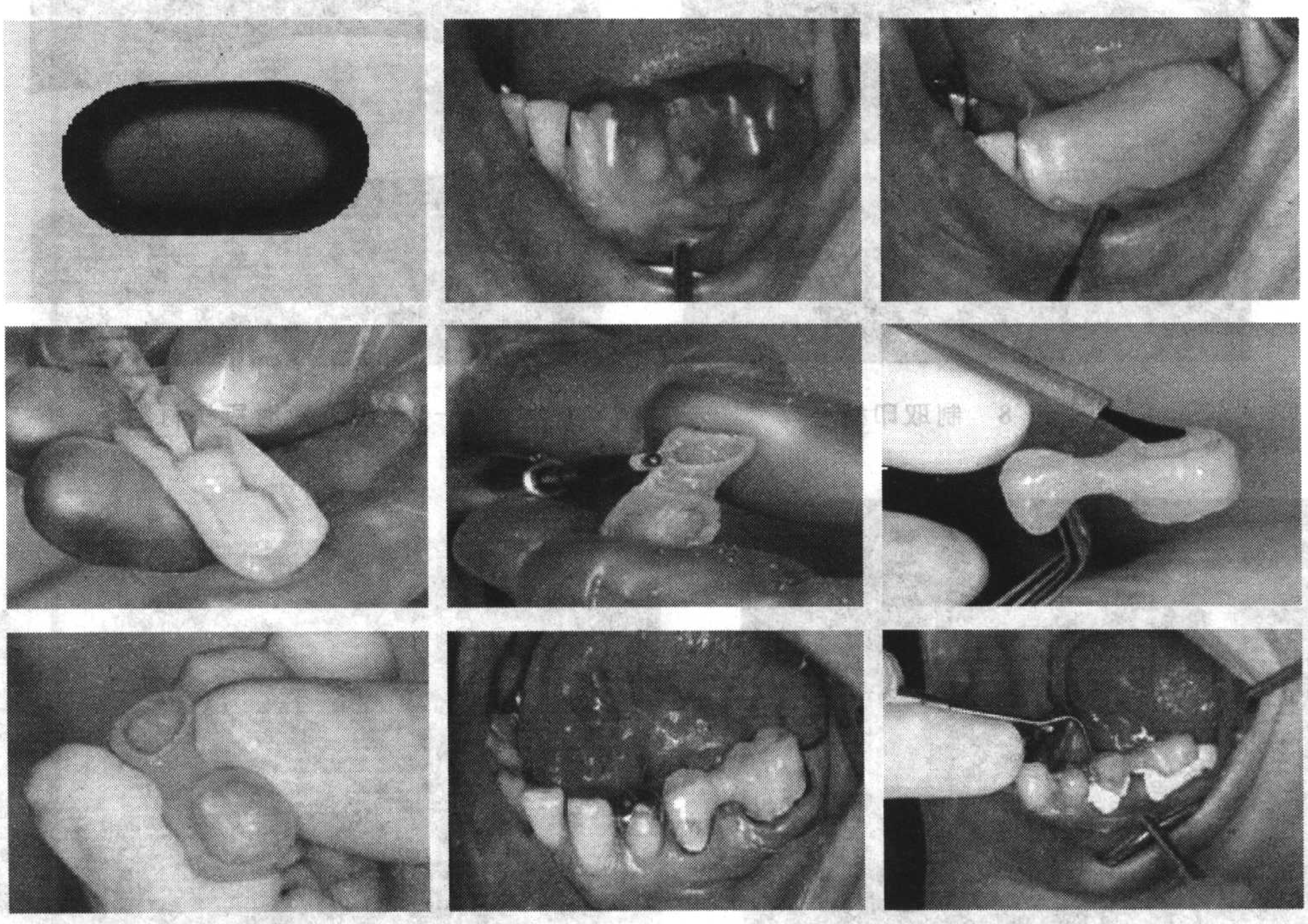


图 6-12 Luxaform 热塑聚合印模材料的操作方法

（二）暂时修复体的黏结

大多全瓷冠的黏结采用树脂类黏结剂，暂时修复体的黏结只能用不含丁香酚的暂时性黏固剂，如 TempoCemNE、RelyX Temp NE 等，因为丁香酚会影响树脂黏固剂的固化。

第四节　常用全瓷体系的技工室技术

玻璃渗透氧化铝陶瓷和热压铸瓷材料具有多种优点，因而在临床上得到了非常广泛的应用，其中最常用的产品应属列支敦士登义获嘉公司的 IPS Empress、IPS Empress 2 和德国维他公司的 In-Ceram 陶瓷系列。为便于广大临床工作者更好地了解这些产品，本章在参考了产品说明和有关资料后特以此节对这些产品的技工室加工技术加以详细介绍。

一、热压铸瓷

（一）材料组成

1. 热压铸瓷块

IPS-Empres 系统：化学构成为 $Si_2O_2 \cdot K_2O \cdot AL_2O_3$。晶体化主晶相为白榴石晶体，晶体含量 30%～40%（体积比）。白榴石晶体的透光性能好，具有良好的半透明性，但抗折性能和韧性较差，适用于制作贴面、嵌体和单冠。德古萨公司的 Cergo 系统和 Wieland 公司的 IMAGINEmpress 与之成分相似。

IPS-Empress 2 系统：化学构成为 $Si_2O_2 \cdot Li_2O \cdot P_2O_5 \cdot K_2O$。晶体化主晶相为为二硅酸锂晶体，正磷酸锂晶体，晶体含量为 60%（体积比）。二硅酸锂晶体为主体的 IPS Impress 2 陶瓷晶体致密、抗弯强度达到 433 兆帕，但透光性较差，必须同时采用饰面技术，适用于制作单冠，缺隙不大于 11 毫米的三单位前牙桥及缺隙不大于 9 毫米的双尖牙缺失的后牙桥。

2. 包埋材料

包埋材料要求能够补偿瓷块的收缩量，不引起热应力和收缩应力和具有良好的排气能力。

因为石膏会对压铸瓷块造成损坏，因此应避免与石膏或含石膏的材料接触。热压铸瓷所专用的包埋材料是一种磷酸基包埋材，不含石膏成分。包埋材根据铸圈的升温方式分为快速包埋材和普通包埋材，其中快速包埋材无需预热，可直接放入最终温度的烤箱中，从而节省工作时间，提高效率。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

3. 饰面瓷

热压铸瓷块需选择相同系统中的饰面瓷粉配套使用，如在不同系统中选择则必须注意饰面瓷粉的膨胀系数和烧结温度要与热压铸瓷材料底层相匹配。

（二）技工室技术

1. 模型制作

用超硬石膏灌注模型，待完全结固后制作可卸工作模。

2. 应用间隙材料

为了保护代型，通常需要在坚硬的表面应用封闭材料。注意涂布间隙材料时应避开颈缘 1 毫米，间隙剂厚度为 9～11 微米，如果是制作固定义齿则可涂 2 层间隙材，使厚度略微增加。

3. 蜡型制作

不论采用饰面技术还是染色技术均应先用蜡恢复出牙体的正确外形。应用染色技术可直接进行包埋；如果应用饰面技术则需要回切出饰面所需的厚度。

IPS Empress 制作固定义齿时可以使用特殊的专用连接体（IPS Connector）以确保连接体有足够的厚度（图 6－13）。桥体最好设计成改良鞍基式桥体（图 6－14）。

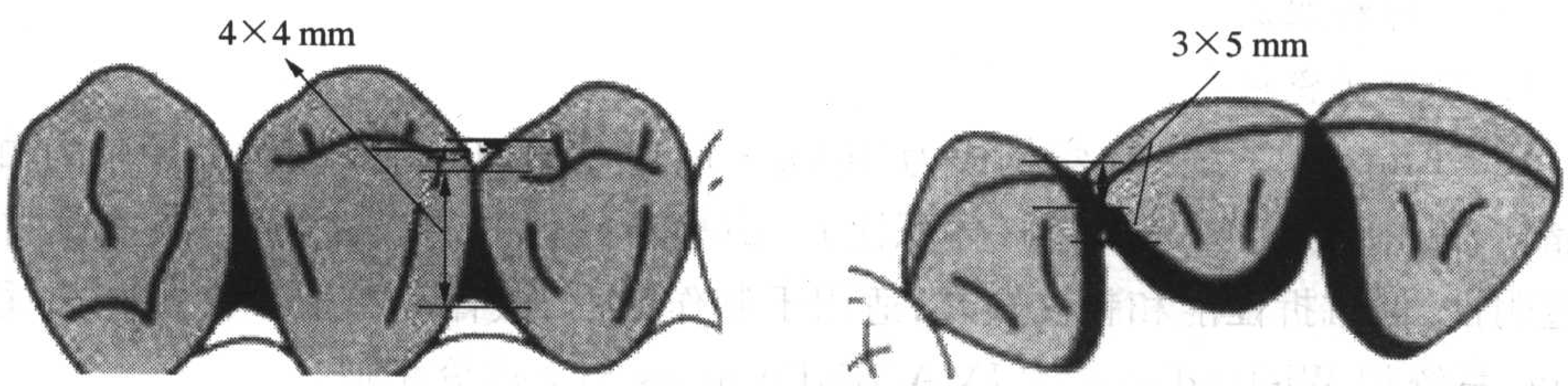


图 6－13　连接体的厚度要求

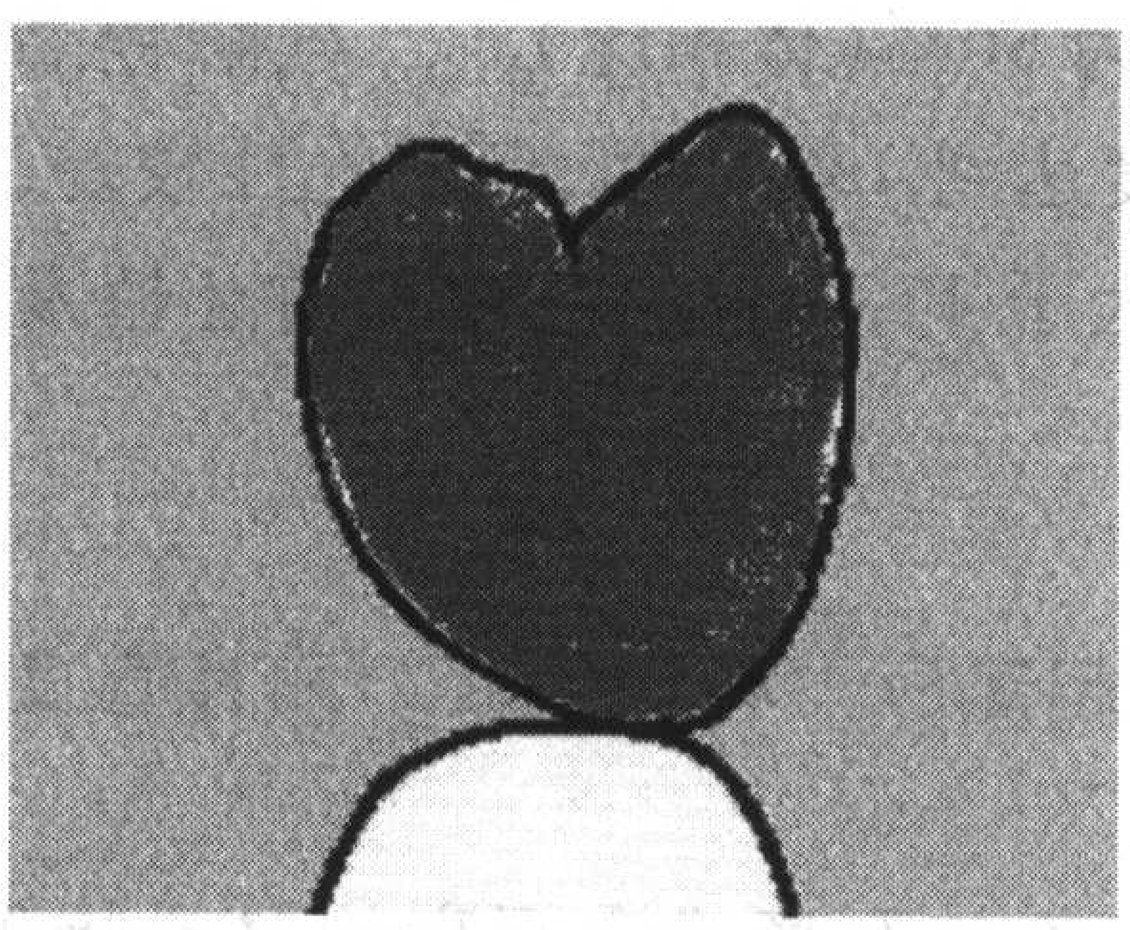


图 6－14　改良鞍基式桥体

4. 安插铸道

热压铸瓷块融化后类似于黏滞的蜂蜜，在铸道设计时应注意以下原则。

（1）能引导陶瓷液平稳，连续，均匀地充满整个型腔；

（2）能获得充满型腔的最短时间，减少通过铸道过程中热量的丧失。

（3）铸道安插方向（图 6－15 至图 6－17）。

单冠的铸道取决于蜡模的大小和体积，通常直径为 2～3 毫米，长度为 3～8 毫米，总高度不应超过 15 毫米～16 毫米；铸道方向与修复体长轴平行。

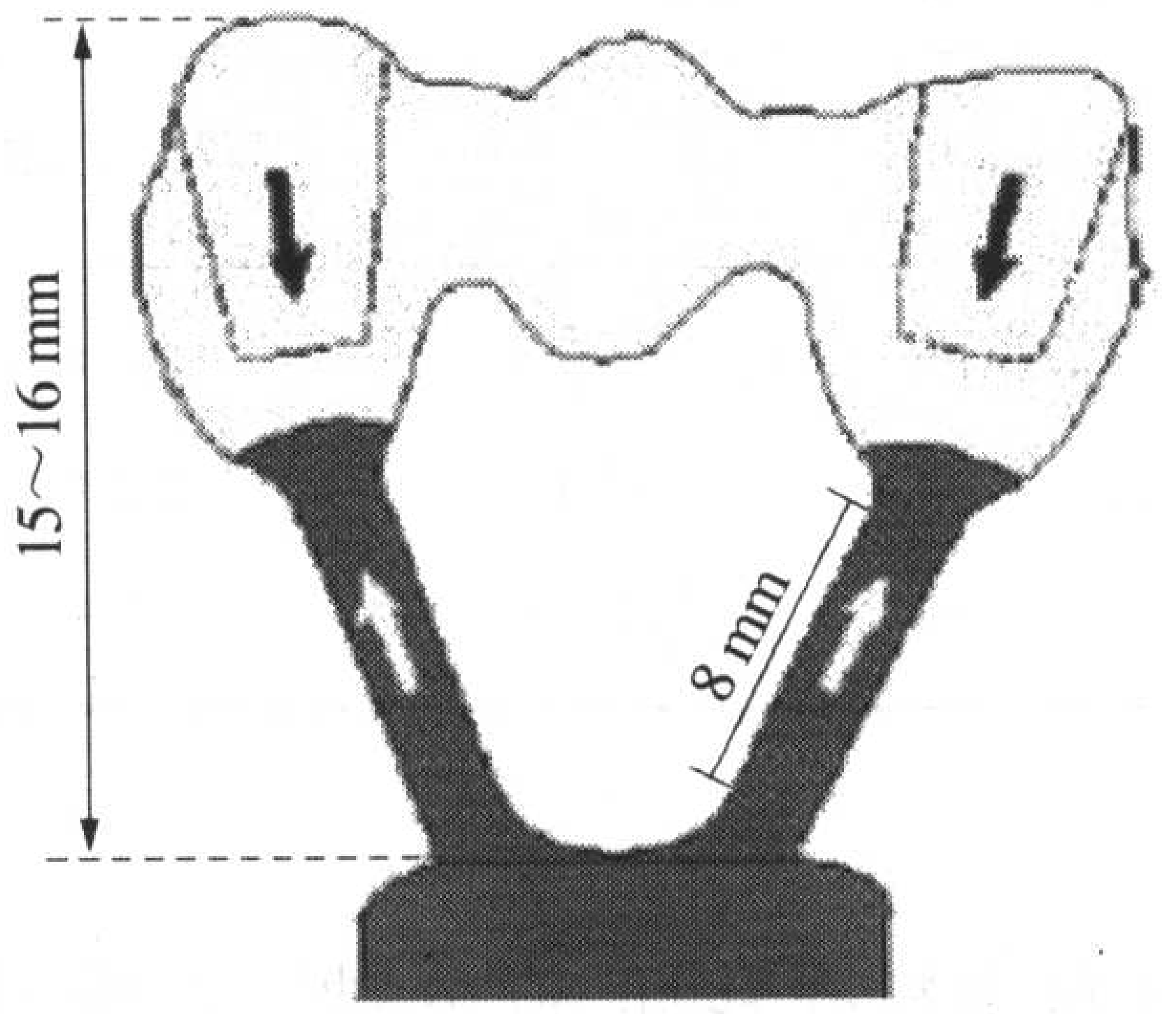


图 6－15　三单位固定桥的铸道安插

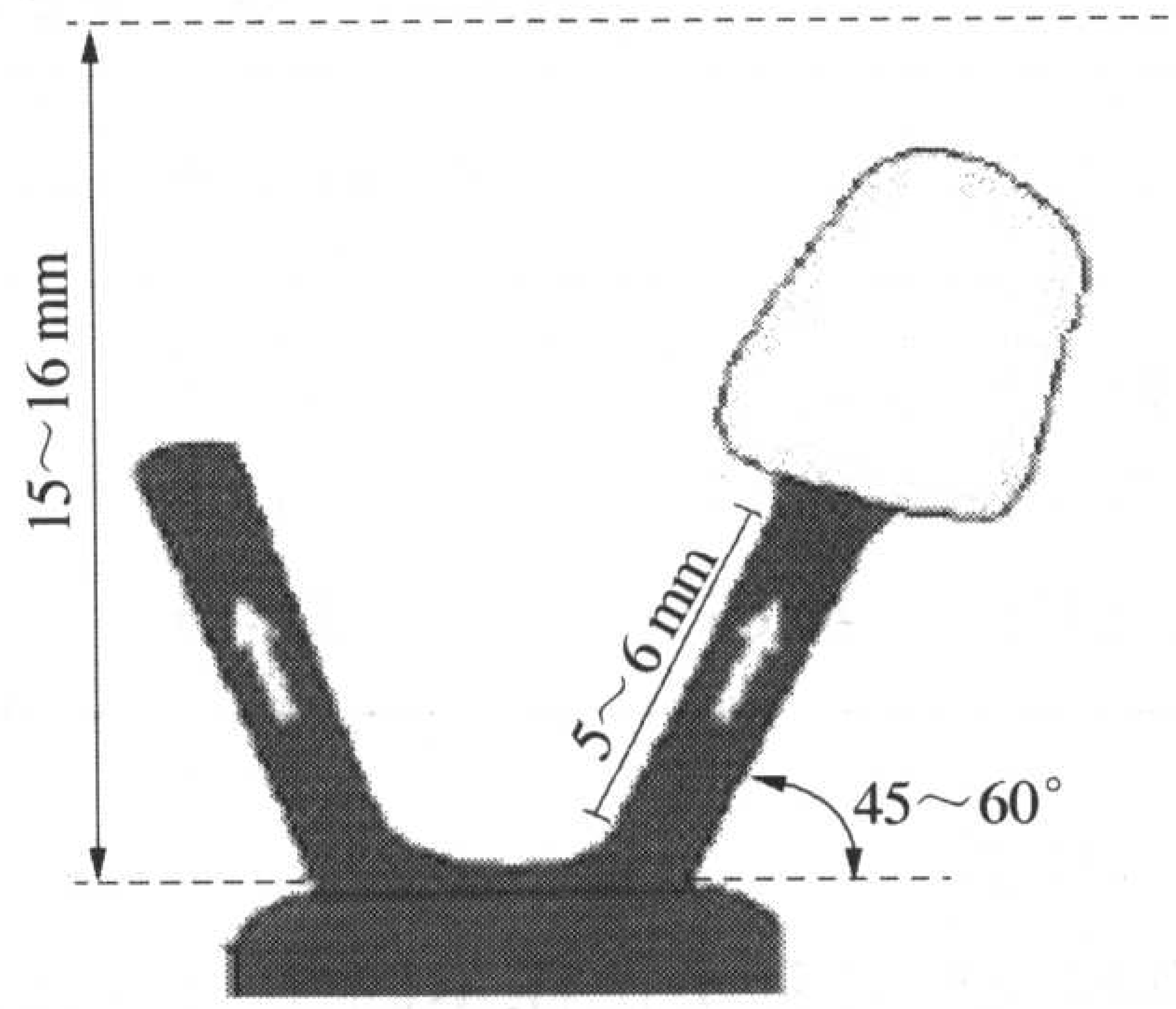


图 6－16　单冠的铸道安插

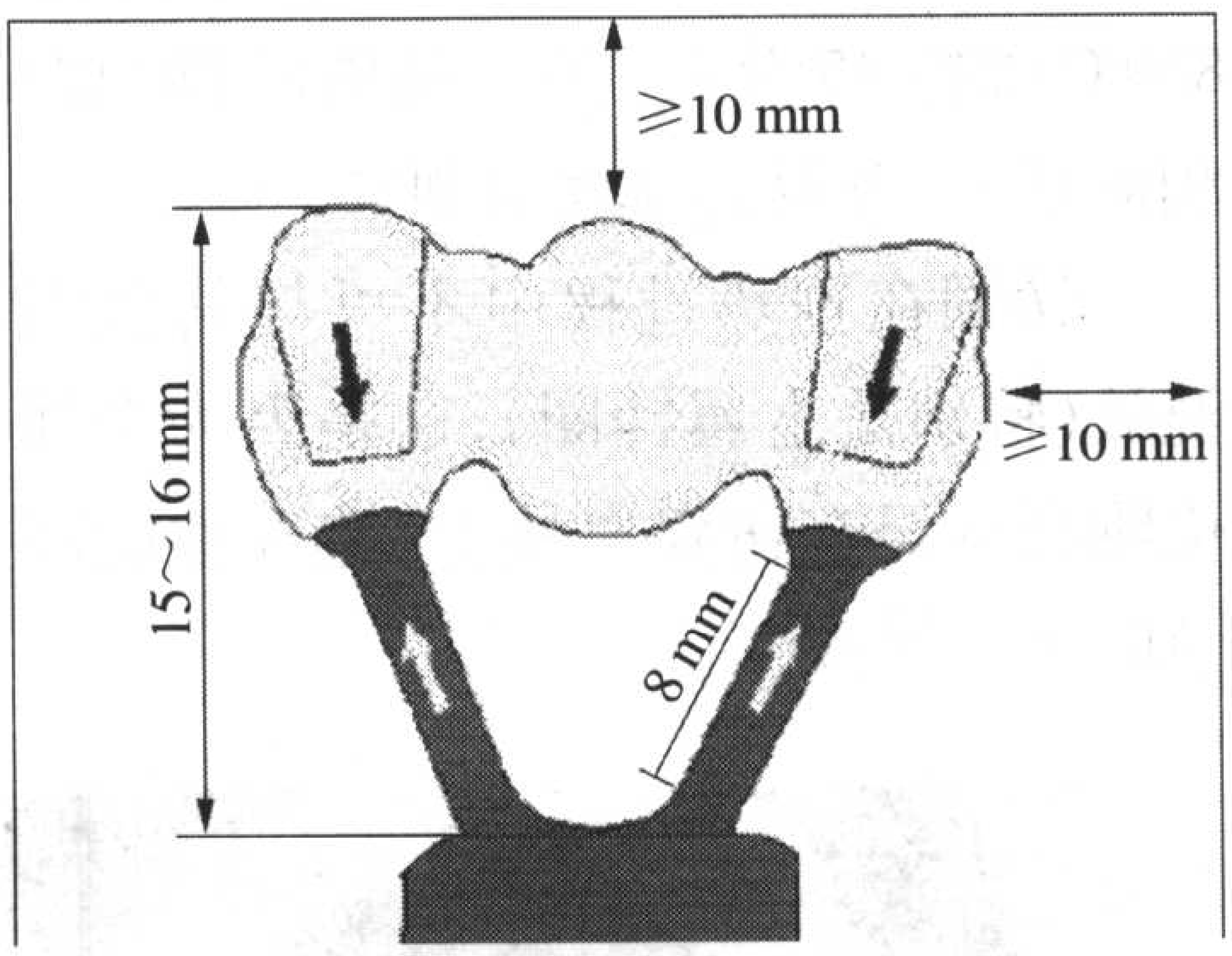


图 6－17　蜡型在铸圈中的位置

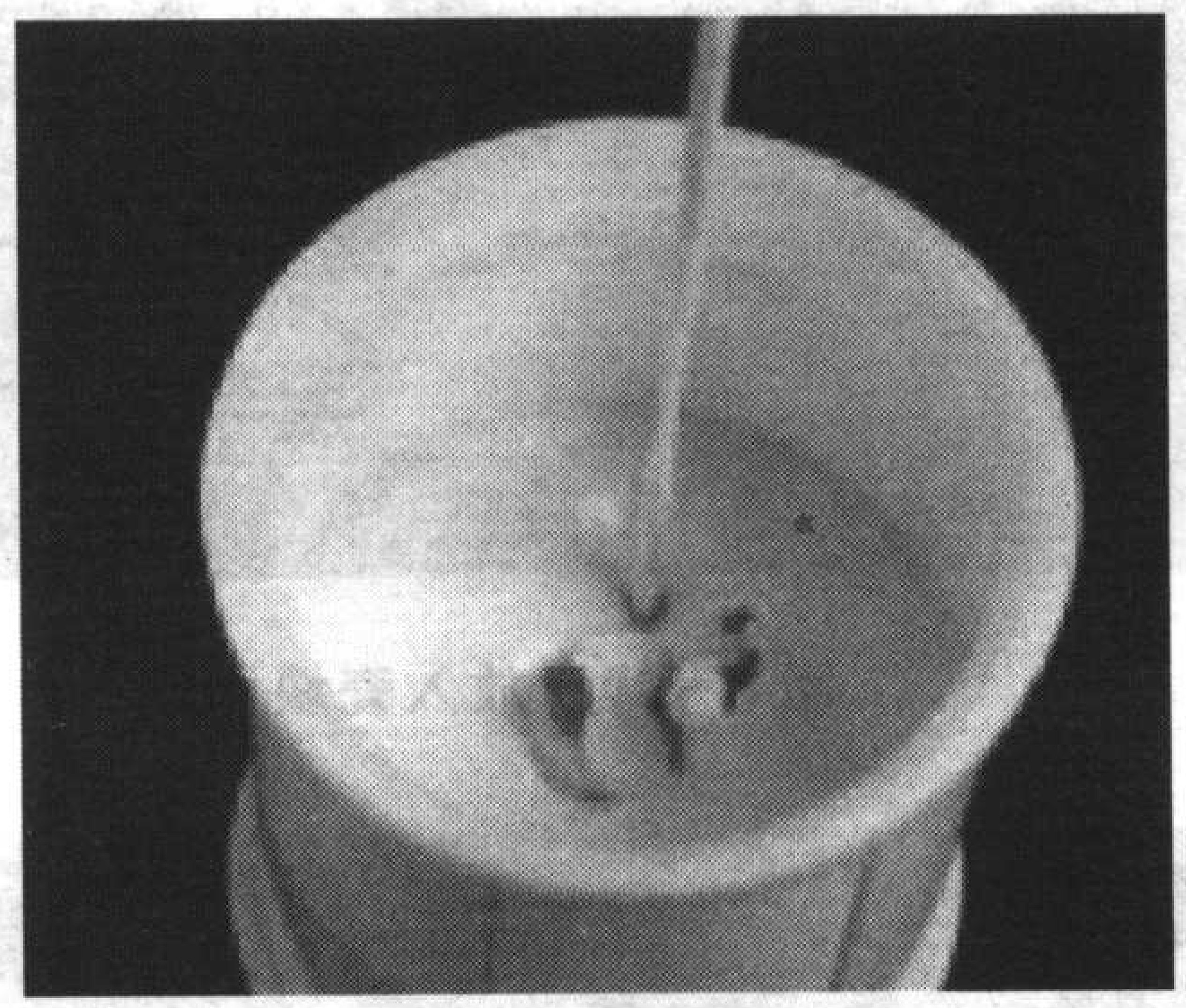


图 6－18　包埋

后牙设置单铸道与长轴成 45°角，双铸道则平行于牙长轴。

三单位固定桥选用 2.5～3.0 毫米直径铸道，铸道方向与桥基牙 45～60°角。铸道应安放在蜡型最厚处。各个铸件安放时高度应相一致。

蜡型离铸圈壁应≥10 毫米，所有铸道连接体平滑无锐角，蜡型避开铸圈的热中心，位于铸圈上中 1/3 处。

5. 包埋

见图 6－18。在包埋前仔细称重蜡型从而计算出陶瓷块的用量。具体做法是先称铸圈底座重量，然后再将蜡型固定在铸道底座上称重，两者差即为蜡型重量。

使用专用的包埋材料和调和液混合。根据不同修复体而建议的典型浓度配比如表 6－1。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 6-1 不同修复体的推荐包埋材粉液比

修复体种类	浓 度	专用液：水(ml)	修复体种类	浓 度	专用液：水(ml)
前牙修复体	约 80%	20：5	嵌体(复面)	约 90%	22：3
前磨牙修复体	约 75%	19：6	嵌体(单面)	约 90%	22：3
嵌体(三面)	约 85%	21：4	贴 面	约 85%	21：4

6. 预热

根据包埋料种类选择不同预热方式，快速包埋料在包埋 30 分钟后直接置入烤箱在 850℃维持 45 分钟，每增加一个铸圈延长维持 15 分钟。常规包埋料在室温下放入烤箱，300℃维持 30 分钟后再于 850℃维持 45 分钟，多个铸圈时预热时间相应延长，升温速率每分钟≤7℃。

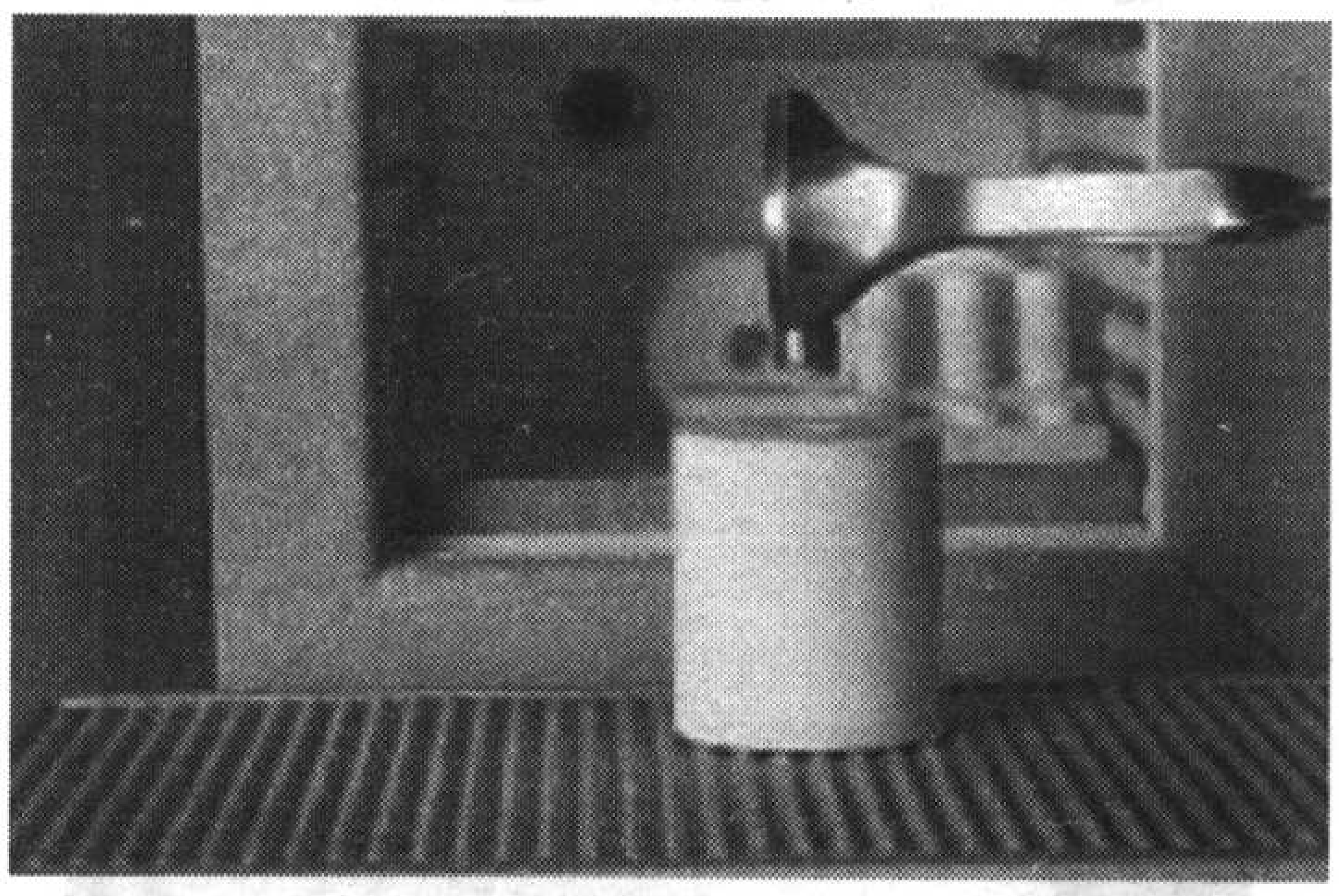


图 6-19 放入瓷块

铸圈在预热过程中不可与其他铸圈混放(特别是金属铸圈)，这是因为金属氧化物会沉浸在铸瓷瓷块上，造成性能和颜色的不可逆改变。

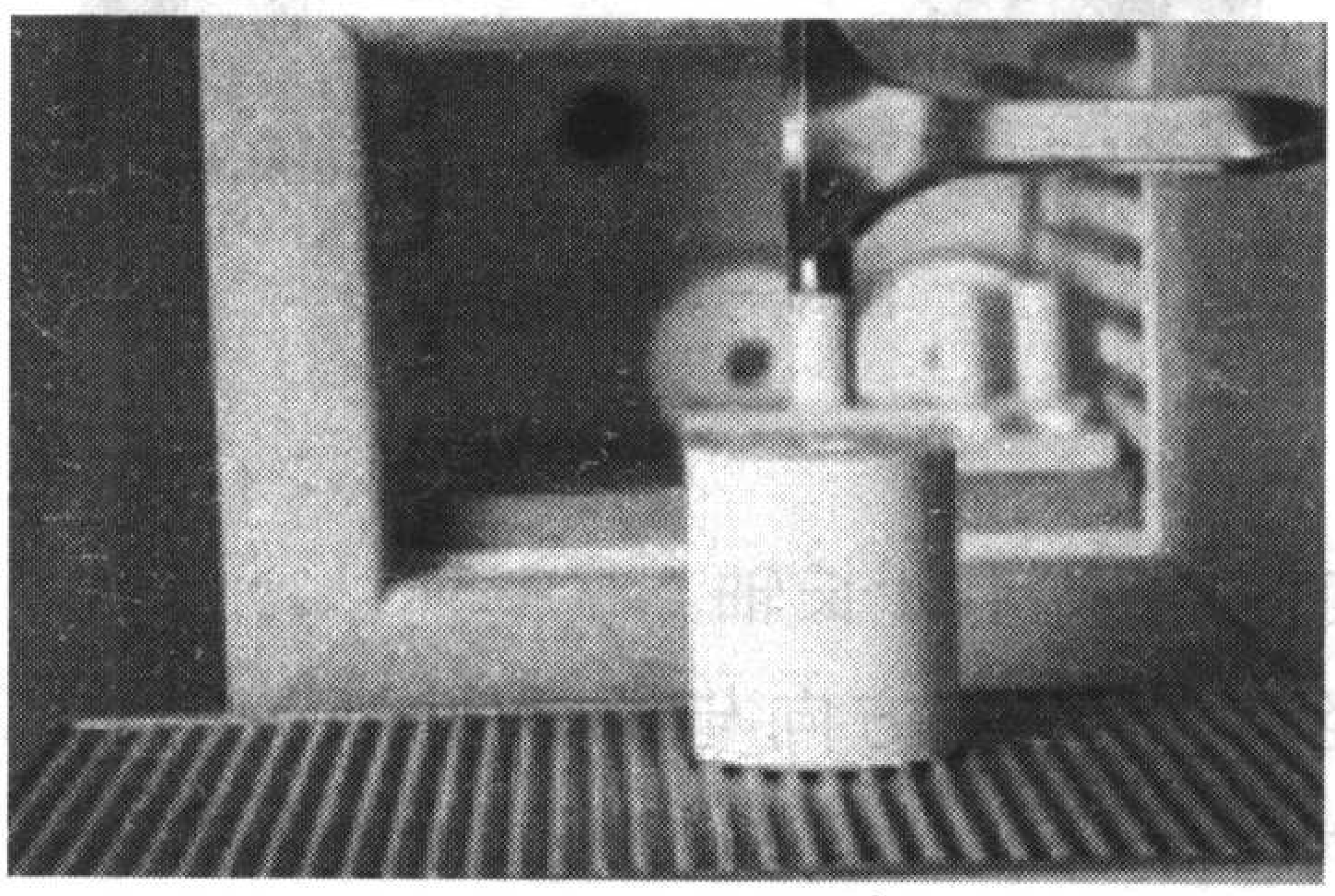


图 6-20 放入压铸棒

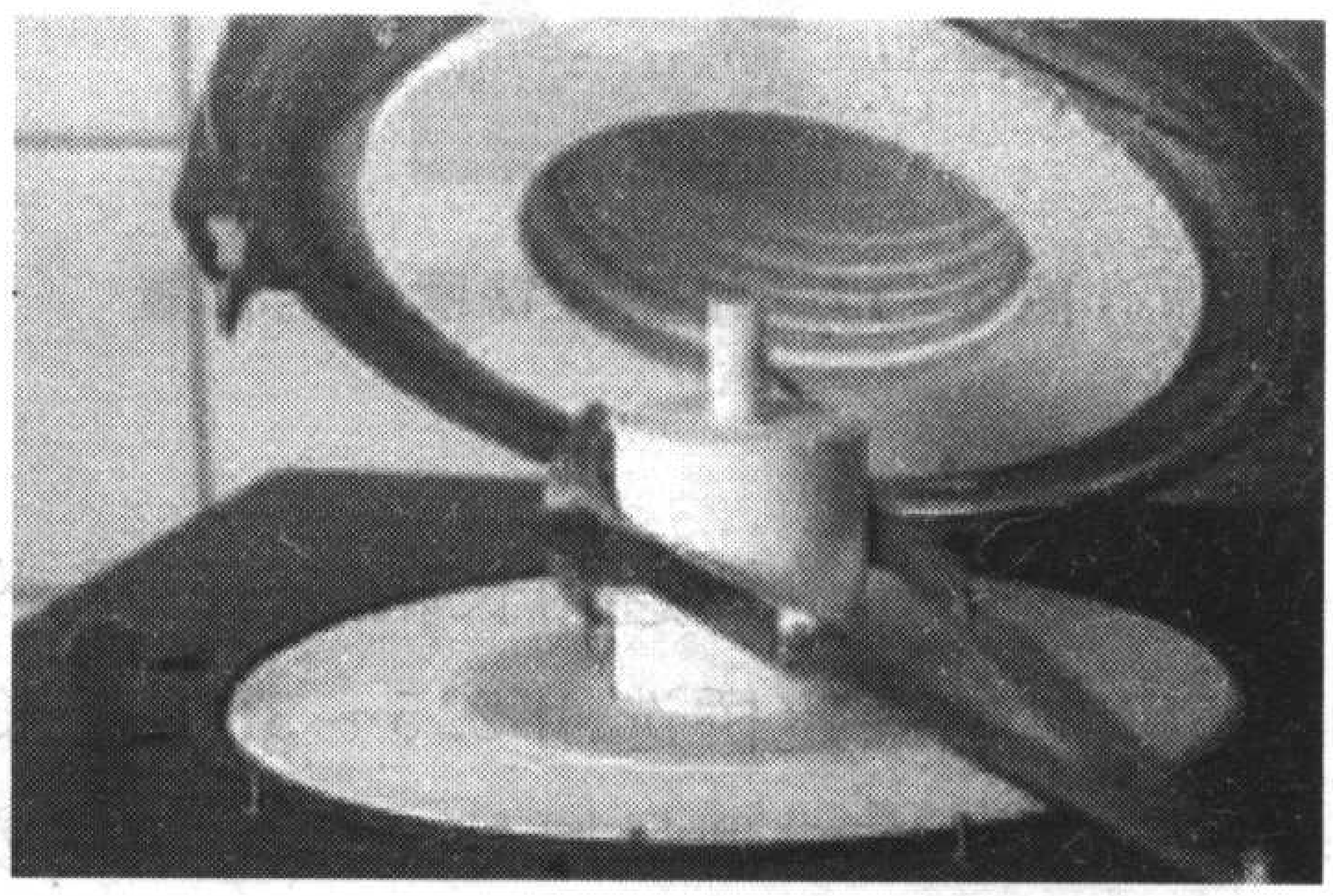


图 6-21 选择程序开始铸造

7. 铸造

见图 6-19 至图 6-21。将选好的瓷块放入预热好的铸圈中，然后放入压铸棒，迅速将其置入铸瓷炉中自动铸造，结束后应立即将铸圈从铸造瓷炉中取出并快速冷却，否则，过慢的冷却速度所产生的应力易引起瓷铸件的隐裂。

8. 包埋料的去除

见图 6-22、图 6-23。铸圈冷却到室温后，标记压铸棒的长度后用砂片

将其与铸圈分离。先用50微米的玻璃珠于0.4兆帕压强下喷去大部分包埋料，再改用0.2兆帕压强仔细喷除残留的包埋料。喷砂时喷嘴方向应与铸件表面保持斜角，不能垂直喷射以避免破坏薄弱的边缘，也不能长时间固定于一点喷射。

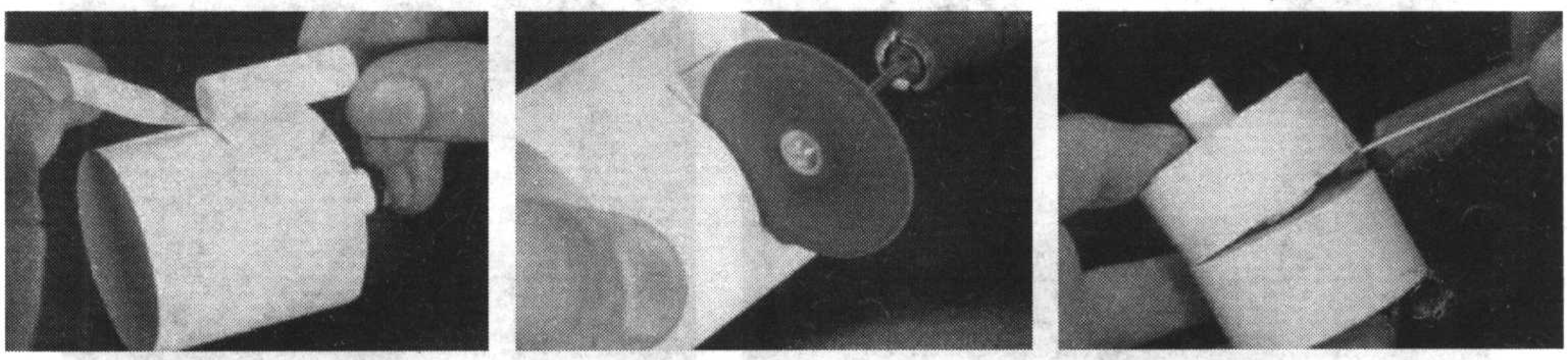


图6-22 分离铸圈和压铸棒

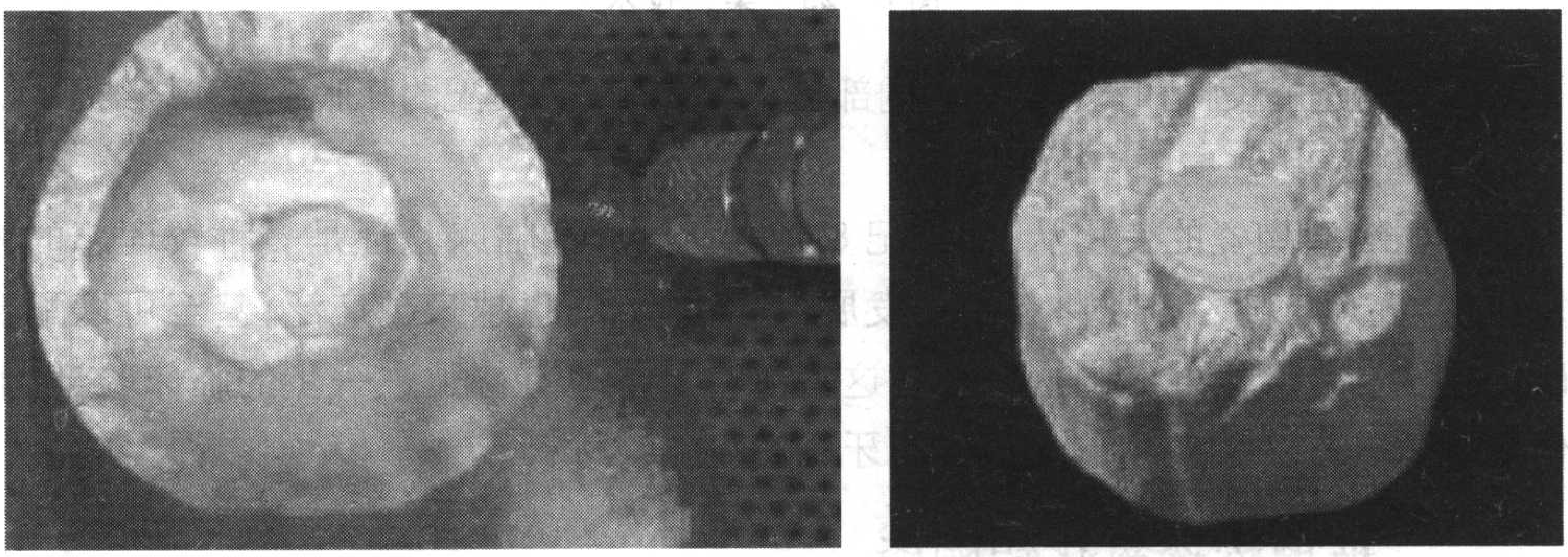


图6-23 初喷砂和细喷

9.调磨试戴

见图6-24。在足够水冷却条件下，轻压力使用旋转工具调磨铸件，可使用试戴指示剂调磨就位，注意打磨后铸造内冠的厚度不应小于0.7～0.8毫米。

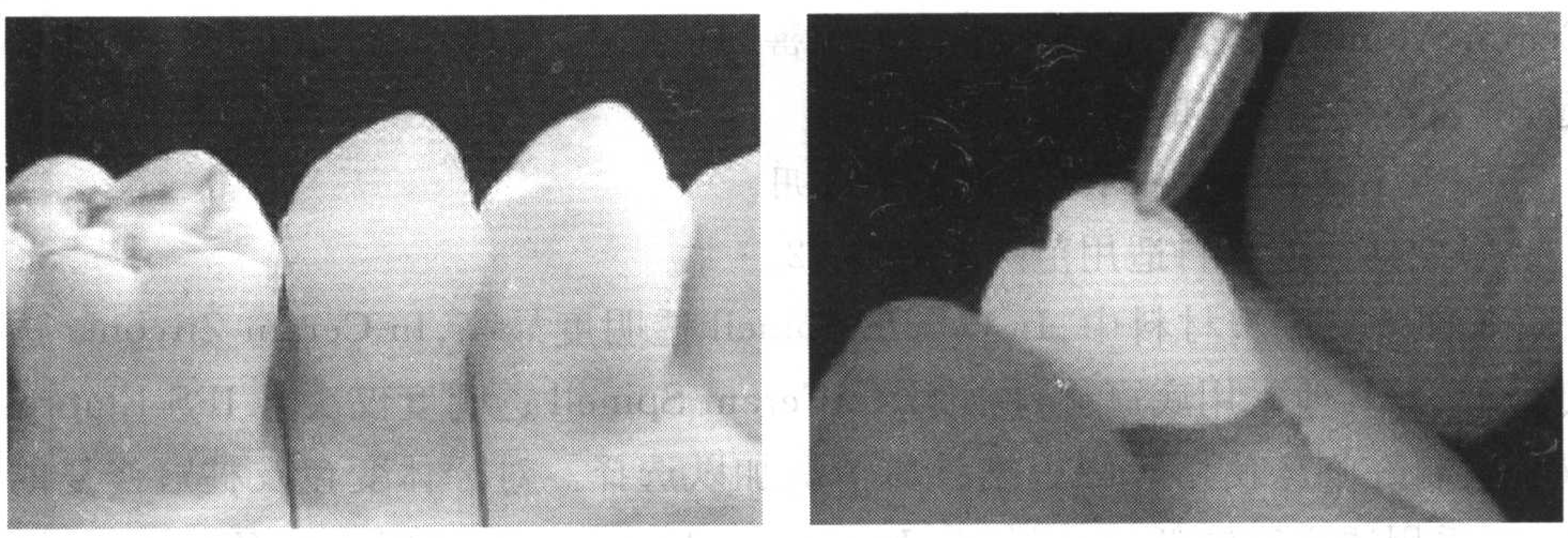


图6-24 调磨与试戴

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

10. 饰面与染色

使用饰面技术或染色技术(图 6－25)完成修复体的外部形态和颜色。通常嵌体采用染色技术,而冠桥多采用饰面技术。

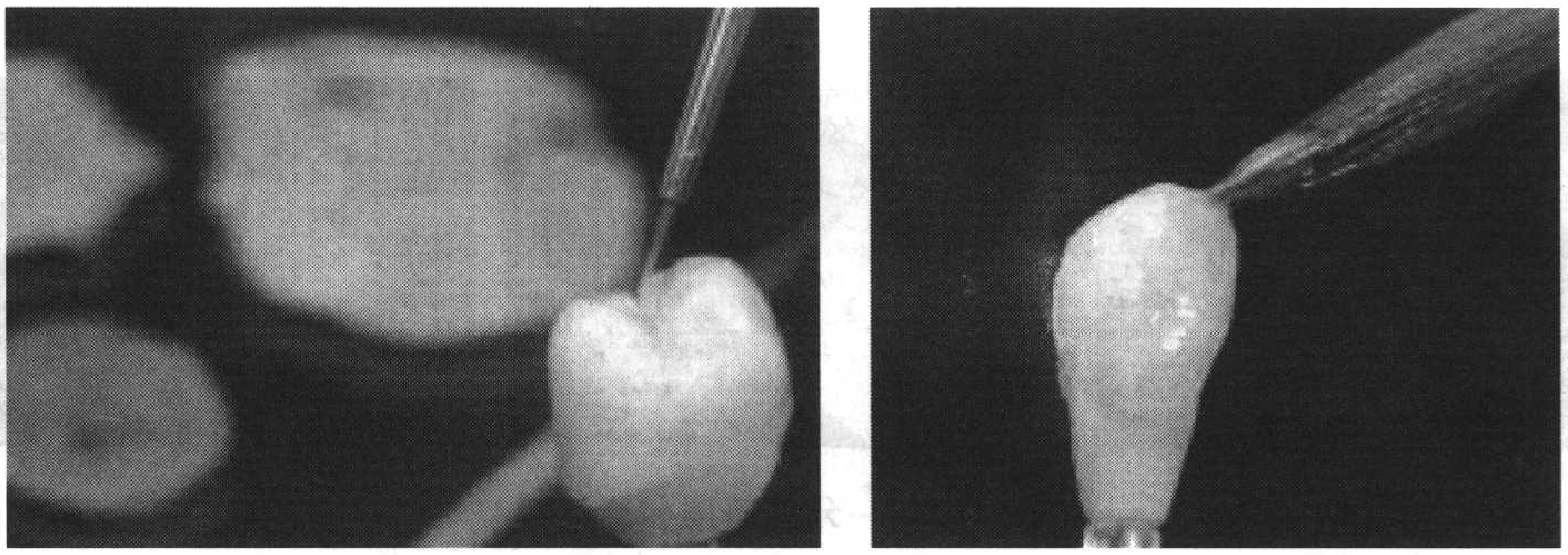


图 6－25　染色技术

外部所选的染料和瓷粉必须与内部热压铸瓷有协调匹配的膨胀系数和烧结温度。

(三) 总结

热压铸造陶瓷的使用从 20 世纪 80 年代至今,经临床验证是一种较理想的修复材料,近几年随着技术材料不断发展,其适用范围也越来越广泛,甚至可以配合研磨技术制作套筒冠的内冠。尽管这些新的工艺还有待于进一步的临床验证,但作者相信其是一种应用前景很广的牙科修复陶瓷材料。

二、玻璃渗透氧化铝陶瓷

玻璃渗透技术是最先由法国人 Sadoun 研制,后由德国 Vita 公司以 In-Ceram 命名的制作高强度、低收缩的全瓷冠技术,其核心是将高强度的玻璃渗透到氧化铝陶瓷底层材料。后来,德国 Vita 公司又推出了 In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirconin 及 Celay/In-Ceram Cenec/In-Ceram 技术,并将原有 In-Ceram 命名为 In-Ceram Alumina,使 In-Ceram 发展为完善的体系,从而被广泛应用于嵌体、前后牙冠、桥等各种修复体的制作。

(一) In-Ceram 系列陶瓷的临床应用

厂家建议的材料适用范围见表 6－2。

3 种粉浆涂塑材料中,In-Ceram Spinell 透明度最高,ln-Ceram Zirconia 透明度最低,与其他常用底冠材料相比,In-Ceram Spinell 透明度仅次于 IPS Empress。陶瓷材料在临床使用时应根据具体情况加以选择。对牙体变色及桩冠修复的基牙,应采用透明度较低的材料,如 In-Ceram Alumina 或 In-Ceram Zirconia。而对于活髓牙、牙体未变色者则应选用 In-Ceram Spinell。

表 6-2 In-Ceram 技术的适用范围

品名	强度评价	美观性	适用范围
In-Cerma Spinell	低	高	嵌体和高嵌体、前牙单冠
In-Cerma Alumina	中	中	前牙和后牙冠、前牙三单位固定桥
In-Cerma Zirconia	高	低	后牙三单位固定桥

（二）In-Ceram 主要材料组成

粉浆涂塑型 In-Ceram 产品包括 In-Ceram Alumina（氧化铝型），In-Ceram Spinell（尖晶石型），In-Ceram Zirconia（氧化锆型），其材料主要包括专用代型材料、陶瓷粉末及其调拌液、渗透玻璃粉末、饰面瓷。

1. 专用代型材料

主要成分为二水硫酸钙（$CaSO_4 \cdot 2H_2O$），烧结烧烤时失水收缩比陶瓷粉末的烧结收缩大得多，有助于二次代型与多孔陶瓷分离，便于取下。

2. 陶瓷粉末

不同的 In-Ceram 产品有不同的陶瓷粉末组成。In-Ceram Alumina 的陶瓷粉末为 2～5 微米的 $\alpha-Al_2O_3$；In-Ceram Spinell 为 1～5 微米的尖晶石粉末；In-Ceram Zinconia 中包含 67%的 Al_2O_3 和 33%的 ZrO_2，粒度在 1～5 微米之间。

3. 渗透玻璃粉末

主要含有氧化硅、氧化镧、氧化铝、氧化钙等成分。不同 In-Ceram 底层材料含有各自专用的玻璃粉，如 In-Ceram Alumina 早期有 16 种颜色，现改为 4 种：AL1、AL2、AL3、AL4；In-Ceram Spinell 含有 4 种颜色：S11、S12、S13、S14；In-Ceram Zinconia 4 种瓷粉编号是：Z21、Z22、Z23、Z24。每种颜色都与 Vitapan 3-MASTER和传统比色板（Vita Classical ShadeGuide）相配，以模拟相应比色下的牙本质颜色。

4. 饰面瓷

最先使用 Vitadur N，随后又曾推出 Vitadur-ALPHA，目前则采用 VM7，专门与 In-Ceram 底层配套使用，使修复体更为逼真自然。饰面瓷的热膨胀系数为 $(6.9\sim7.3)\times10^{-6}$℃，与全瓷底层[热膨胀系数 $(7.2\sim7.9)\times10^{-6}$℃]相匹配。

（三）In-Ceram 的工作原理

1. 多孔陶瓷内冠的制作分为粉浆涂塑法和机械加工法

粉浆涂塑法将精细的瓷粉颗料与液混合形成稀的糊状悬浮液粉浆，用毛笔涂在专用石膏代型上，通过代型材料的毛细管作用吸收水分，然后将代型放入熔炉烧结。颗粒结合在一起但没有完全熔化，形成多孔的陶瓷内冠。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

机械加工法包括 Celay/In-Ceram 技术和 Cerec/In-Ceram 技术。将预成工业法制成的多孔陶瓷块通过机械切割成所需的内冠初胚。

2. 玻璃渗透

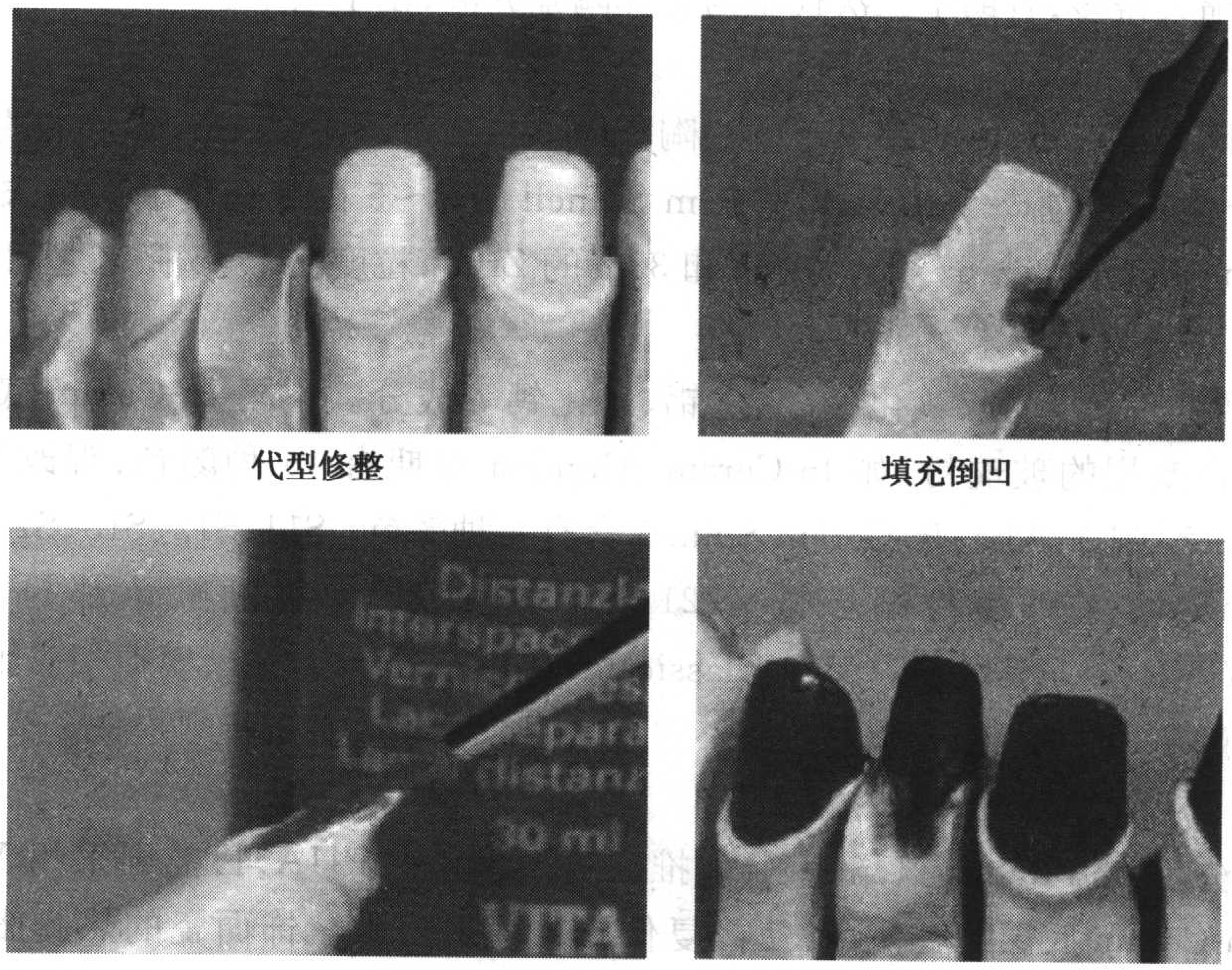
将加工好的多孔陶瓷内冠装面涂上玻璃粉浆(玻璃粉+蒸馏水)。第二次烧结过程中,玻璃在高温下焙烧,通过毛细血管作用渗透到多孔陶瓷内层中,填补瓷粉颗粒的间隙,形成相互渗透的复合体,这一过程类似于咖啡渗透到方糖块中的过程。陶瓷内冠通过渗透强度可提高 13 倍以上,并使陶瓷从不透光变为半透光,由白色变为牙本质色,这是 In-Ceram 的一大特点(In-Ceram Ciliiltratal ceranic 因此得名)。

(四) In-Ceram 的技工室技术

以 In-Ceram Alumima 为例,现介绍如下:

1. 模型加工

见图 6-26。



代型修整　填充倒凹

涂布间隙漆

图 6-26　模型的加工

(1) 在牙体预备后常规制取印模,用高体积稳定性的石膏制作具有可卸代型的主模型;再制作一个第二主模型用于定位、检查冠、桥。

(2) 修整代型,填平缺损和倒凹。

(3) 在石膏模型上涂布 2～3 层(约 45 微米)VitIn-Ceram 间隙漆，树脂模型或电镀模型上需要 4 层(约 60 微米)，注意勿将间隙漆延伸至肩台处。

(4) 制备缺牙蜡型，制作固定修复体时应在桥体制作缺牙蜡型支柱，以帮助基底材料定型，同时加快基底材料应用过程中液体的挥发，蜡型支柱不能有任何的倒凹。

2. 复制耐火代型

使用硅橡胶复制工作代型，待硅橡胶硬化后脱模，喷表面张力去除剂，搅拌 Vita In-Ceram 特殊石膏，2 小时后脱模(图 6－27)。

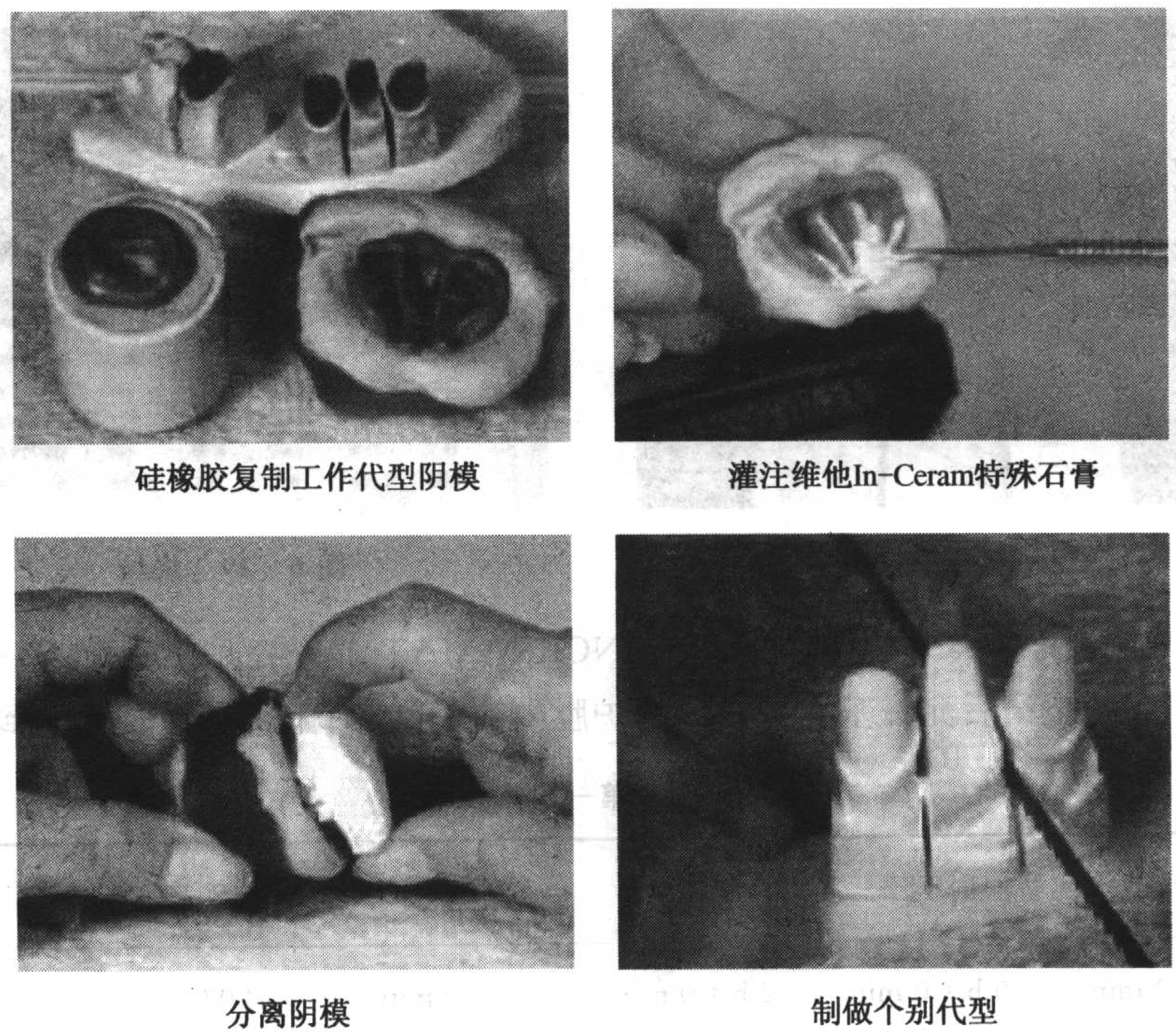


图 6－27　复制耐火代型

制作缺牙桥体时需将特殊石膏模型用强力胶固定在 In-Ceram 烧结托架上，10 分钟后分离桥体之间的特殊石膏模型。这样可以防止在焙烧过程中因石膏的收缩而产生对牙桥内冠的影响。

最后用彩色铅笔标出边缘线。

3. 混合并使用 In-Ceram Alumina 基底材料

(1) 应用超声设备 Vitasonic Vident 混合氧化铝基底材料。将混合液、添加剂和氧化铝瓷粉按规定比例混合，并在震荡器上震动成无黏性的均质体，抽真空

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

20 秒。粉浆具备一定的流凝性(液相),在一定压力下可硬固。

(2) 用毛笔将粉浆涂塑到代型上至预计的冠核形态(图 6-28)。代型容易吸收液体,有助于氧化铝颗粒致密堆积,注意涂布动作要迅速且并不间断,防止涂层表面过于干燥而导致“洋葱皮效应”。

前牙冠的冠厚度至少 0.5 毫米,后牙冠的内冠厚度至少 0.7 毫米,颈缘处为 0.5毫米,连结体应尽可能做到最大,避免形成的深沟导致应力集中。

涂塑好的内冠和蜡相似,可以用雕刻刀等工具完成最初的内冠形态。完成的氧化铝冠核干燥 30 分钟后涂液体稳定剂以使其在烧结后容易修改。

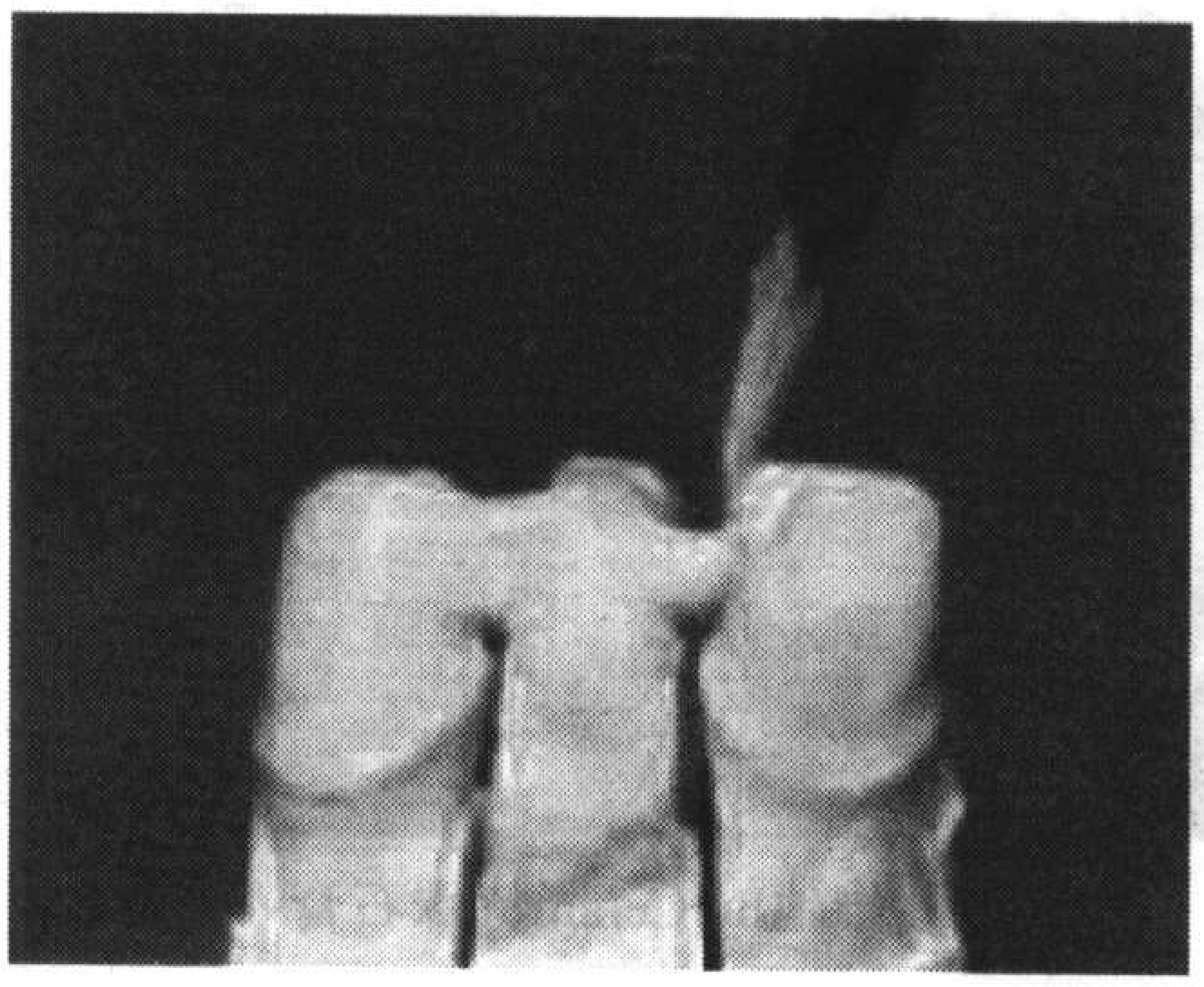


图 6-28 涂塑粉浆

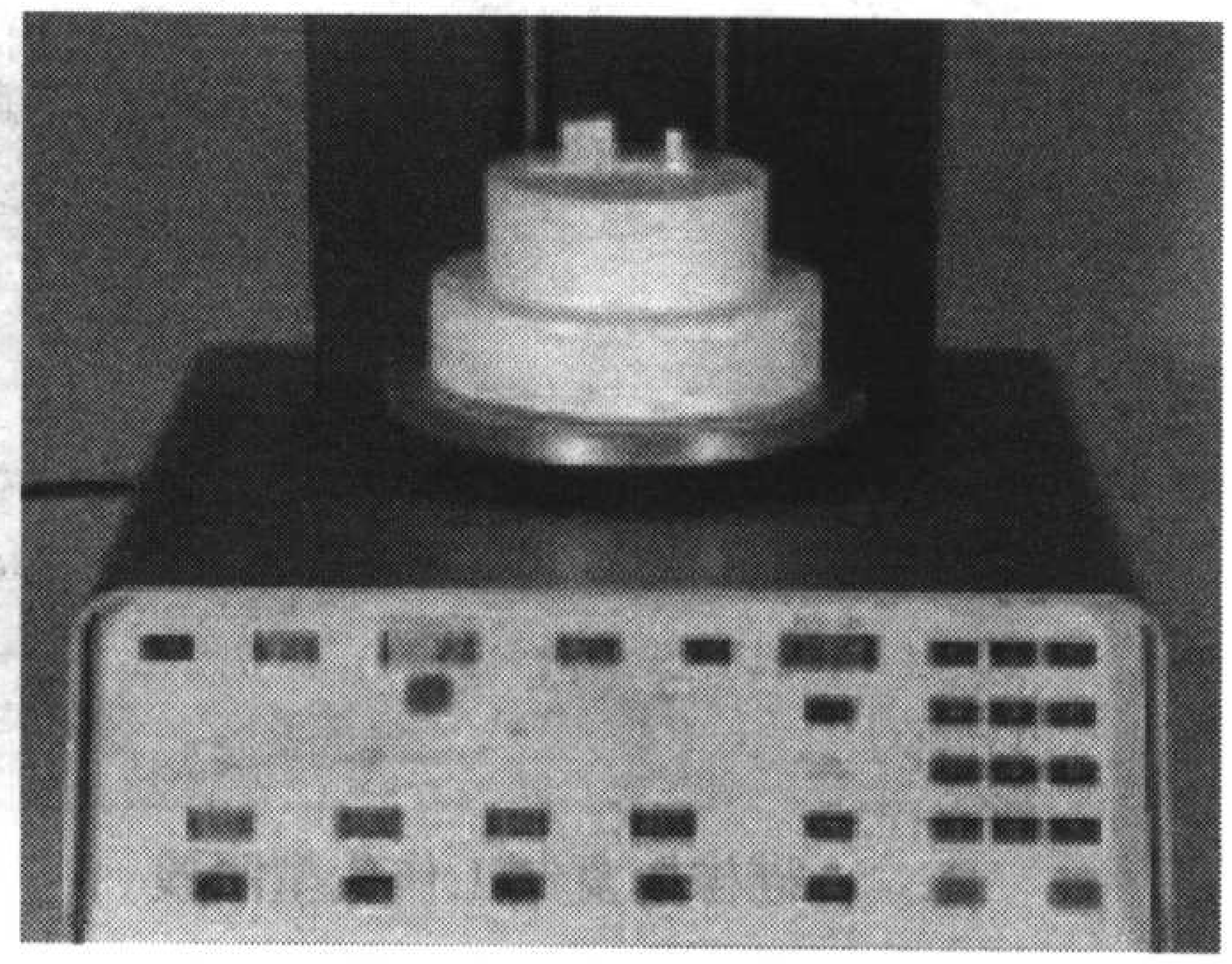


图 6-29 烧结

5. 按照表 6-3 中的焙烧程序在 INCERAMAT Ⅱ 全瓷炉中进行第一次烧结(图 6-29),烧结后允许基体在封闭的炉膛内冷却到 400℃后再开放冷却到室温。

表 6-3 第一次焙烧程序

时间 1	时间 2	时间 3	时间 4	温度 1	温度 2
6 h : 0 min	0 h : 0 min	2 h : 0 min	2 h : 0 min	120℃	1 120℃

烧结过程中复制代型会有一定的体积收缩,因此内冠可以非常容易的取出。用较细的钻石车针或橡皮轮在低速、最小压力下仔细试戴打磨内冠,检查外形与功能,并进行必要的修改。但应注意玻璃渗透后不应再进行修改;内冠在工作模型上试戴前应先去除间隙剂。

6. 内冠的修补

边缘小的缺损可以使用 VITA In-Ceram ALUMINA OPTIMIZER 修补剂(一种蜡与氧化铝的混合物,可用电蜡刀在合适的温度下操作)修补(图 6-31)。随后在 VITA VACUMAT 全瓷炉中焙烧(表 6-4)。

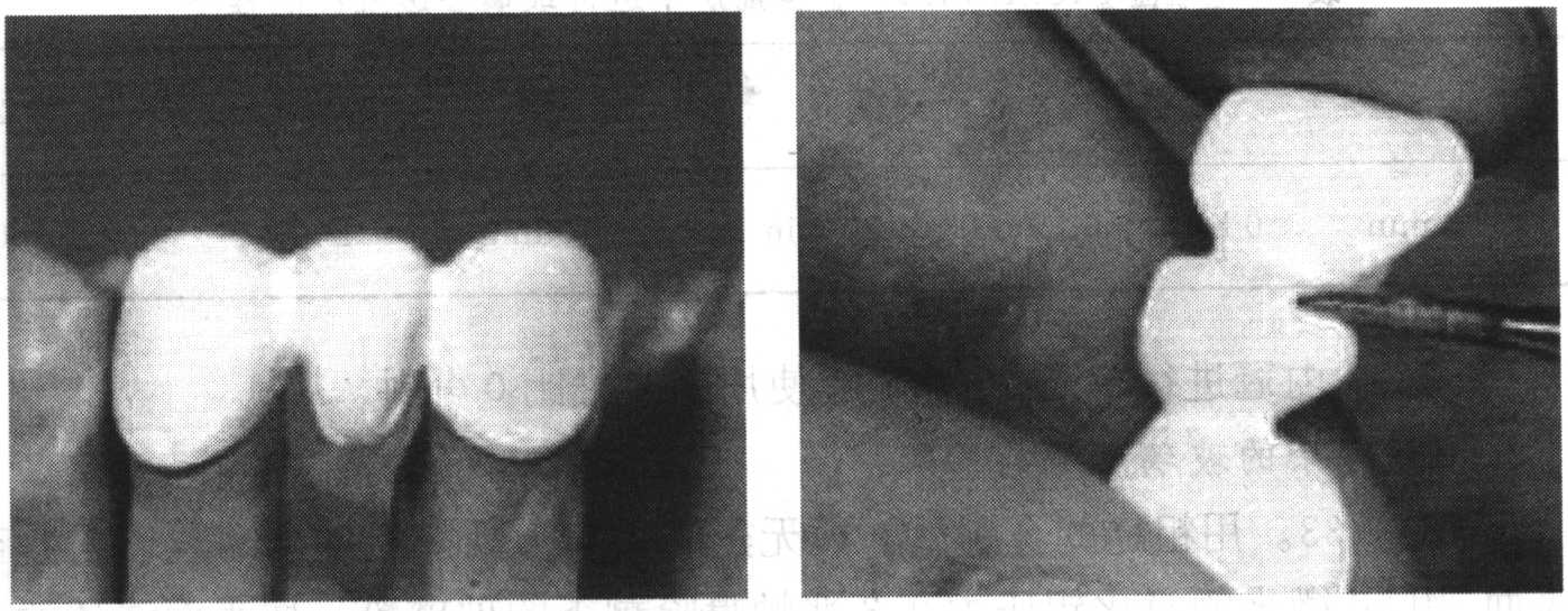


图 6－30　内冠检查与调改

表 6－4　第二次焙烧程序

预干燥温度℃	保持温度 min	升温 min	升温速率 ℃/min	温度℃	保持温度 min
200	10	12	76	1 120	40

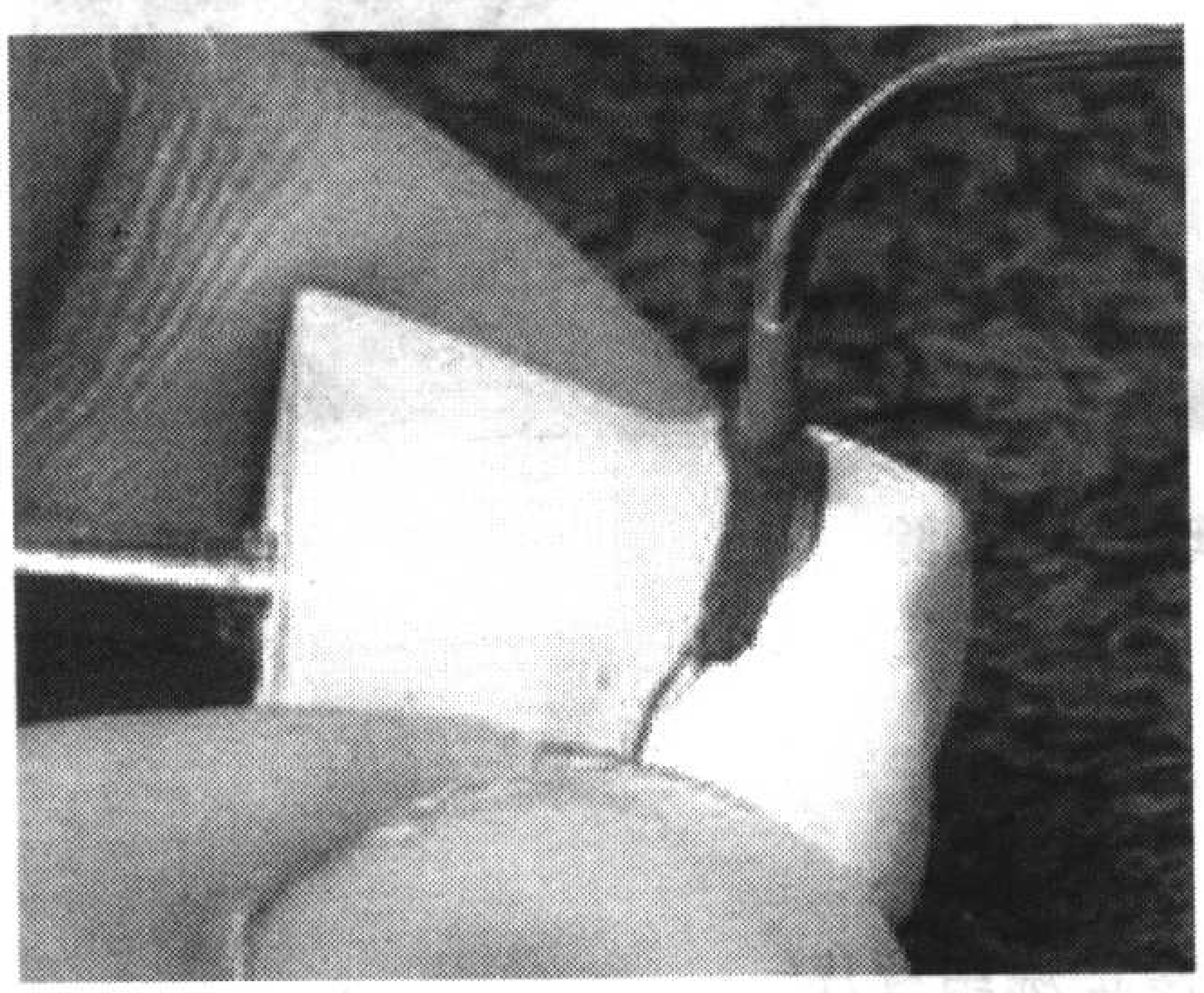


图 6－31　用专用修补剂修补边缘较小的缺损

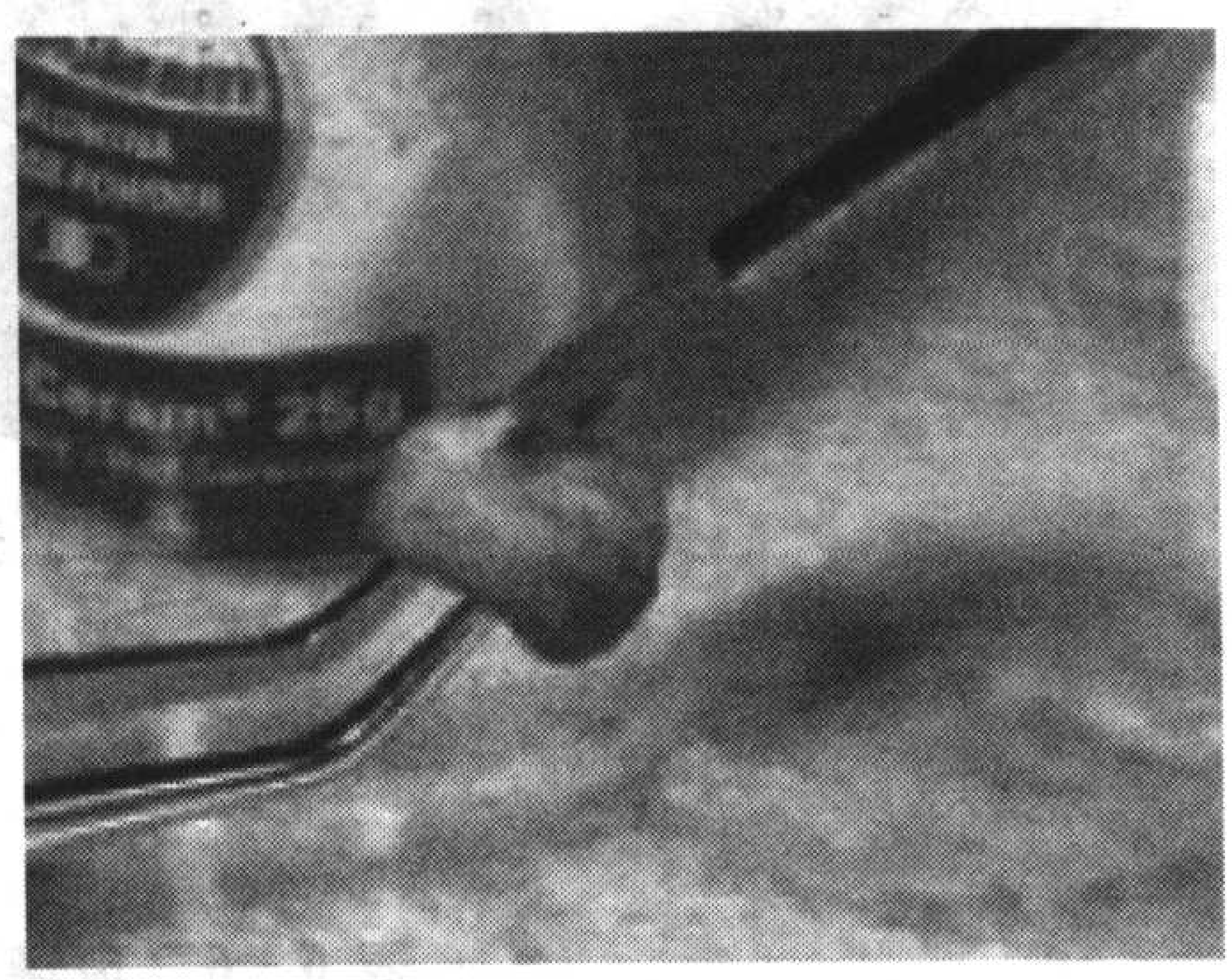


图 6－32　涂布玻璃粉

7. 检测

使用 VITA In-Ceram 测试液检查焙烧好的冠套是否有小裂痕，如发现缺陷应放弃，并重新制作。

8. 玻璃渗透

内冠的最终色调、半透明性和强度是通过玻璃渗透获得的，把相应颜色的玻璃粉与蒸馏水混合后广泛涂布到冠核上，仅留出很小区域不覆盖，以便玻璃渗进孔隙对排出气体，接着把内冠放在 0.1 毫米厚的铂箔上准备焙烧（表 6－5）。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

表 6－5　在 INCERAMAT Ⅱ 全瓷炉中进行玻璃渗透烧结的程序

时间 1	时间 2	时间 3	时间 4	温度 1	温度 2
0 h ∶ 0 min	0 h ∶ 0 min	0 h ∶ 30 min	6 h ∶ 0 min	200℃	1 110℃

在对桥体内冠进行烧结时，时间 4 使用 6 小时比 0 分钟。

9. 去除多余的玻璃粉

见图 6－33。用粗糙的金刚砂石或无热的打磨工具去除多余的玻璃粉直至内冠表面，用 50 微米的氧化铝压力 0.3 兆帕喷除剩下的玻璃粉。核表面渗透的多余玻璃 0.1～0.3 毫米不会降低 In-Ceram 冠的强度，但会增加修复体的颜色饱和度，减少光的通透性。

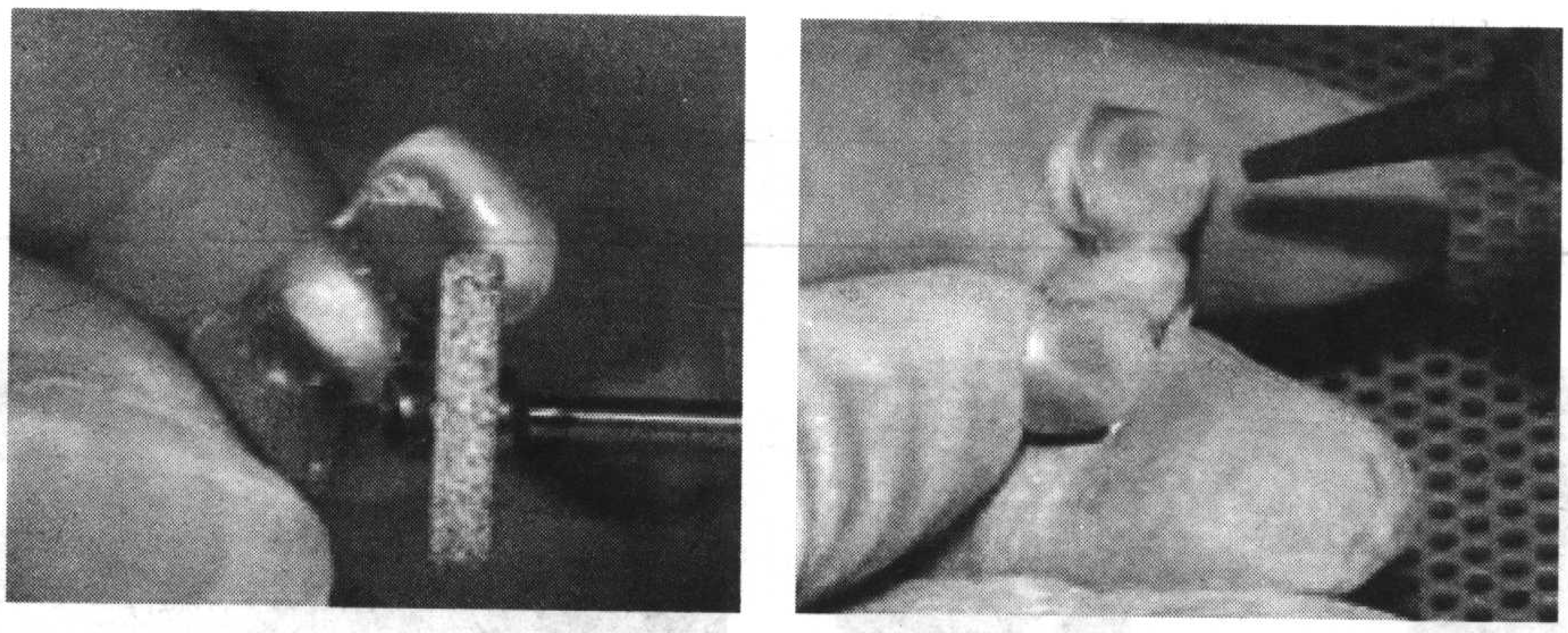


图 6－33　过量玻璃的去除

10. 玻璃粉的修正烧结

烧结程序见表 6－6。

表 6－6　玻璃粉的修正烧结程序

预干燥温度℃	保持温度 min	升温时间 min	升温速率 ℃/min	大约温度 ℃	保持温度 min	VAC(真空) min
600	0.00	5.00	80	1 000	5.00	0.00

焙烧后使用 50 微米的氧化铝最大压力为 0.3 兆帕进行喷砂处理去除残余玻璃质。

11. 饰面

在渗透好的内冠上用 VITA VMT7 或 VITADUR ALPHA 进行最后的饰面。

（五）总结

以 In-Ceram 为代表的玻璃渗透全瓷修复体，品种多、性能好、适应性广。其强度高，边缘适合性好、美观、临床成功率高，是一种极有前途的牙科固定修复材料。

第五节　全瓷冠的试戴与黏结

一、试戴

（一）冠的就位

首先在代型上对修复体进行检查，将患者口内暂时性修复体取出，并彻底清除残留在牙上的黏固剂，尤其应注意固位沟及颈部的黏固剂。试戴过程中一般不需局部麻醉，这样就可使患者在戴冠时能够感受到各接触面的松紧度。将修复体轻轻地戴入到预备牙上，此时千万不可用力强行戴入，否则会造成修复体的折裂。如果修复体不能完全就位，可采用专用的试戴膏（try-in paste）进行检查，找出早接触点用精修金刚车针并用水冷却，中速调磨，直至完全就位。用抛光轮及无氟无油的清洁糊剂清洁修复体及预备牙，再用水冲洗，用气枪吹干。为了取得最佳的修复效果，在试戴时可选用专门的试戴糊剂。试戴糊剂是一种水溶性的甘油糊剂，具有各种不同深浅颜色的型号，可以根据患者牙本质的颜色选择一种合适的型号来使用，当它将全瓷修复体固定在预备牙上时，充溢于修复体的黏结间隙，模拟出树脂黏结剂的遮色性能，逼真地表现出最终的修复效果，这就为最后选择树脂黏结剂的颜色型号提供可靠的依据。为了避免修复体的折裂，此时不要对修复体进行调殆。

（二）冠就位的评价

1. 邻面接触

邻面接触的松紧度可以用牙线进行检查，应该是牙线通过时有些阻力但并不十分难以通过。如果接触过紧可以少量磨除并抛光，这需要非常小心，操作不当很容易使接触区意外变大敞开。在调整以前用薄的咬合纸放在牙齿冠之间或在口内或在代型上非常有帮助。接触区变大很少见，只能通过将冠送回技工室改善。

2. 边缘密合性

冠应有精确的边缘密合，冠的密合有一个范围，建议边缘开放程度 100 平方

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

微米是临床能够接受的最大极限。特别是在仅能用探针检查的边缘更是如此。维持较高的临床标准对修复体的寿命至关重要。边缘不密合可使黏结剂更易溶解，固位不良、菌斑积聚和继发性龋病。有缺陷的龈下边缘会通过局部细菌的作用影响牙龈健康。

3. 美观

在试戴阶段可以对颜色和形态方面进行适当调整。但最好按照一定顺序对冠进行小量的调整，并且请技工进行配合调整。必要时用金刚石车针对外形进行调整，对颜色可以通过树脂黏结剂进行微小的调整。如果颜色和形态明显不能接受，则考虑重新制作。

4. 咬䫜

与传统全冠试戴不同，全瓷冠在试戴时不可以在口外进行调䫜，只能根据模型进行初步的评估和调整，待黏结后再在口内进行调䫜。因为全瓷冠在黏结前脆性很大，在试戴时调䫜容易导致冠折裂，而黏结后全瓷冠的强度大大提高，则可以进行常规调䫜。

二、修复体的黏结

详细内容参考第七章第五节。

第六节　常见并发症的预防及临床处理

一、继发龋及预防

全瓷冠的边缘是继发龋好发部位。大部分是由于修复体边缘存在悬突，或与牙体不密合，造成黏固剂被溶解而产生缝隙；或因修复体固位松动，破坏了修复体的边缘封闭；以及食物嵌塞，口腔卫生情况差，自洁作用不良等原因，造成菌斑聚集而不易清洁，细菌的生长繁殖，再加上基牙预备后缺乏牙釉质保护而引起基牙继发龋发生。这种龋坏由于在修复体内的基牙上，又有牙龈覆盖，早期龋坏一般较浅，患者很难觉察到。因此，患者定期随访可以早发现、早处理，中止龋病发展。

在随访检查时用探针对修复体边缘及牙面进行探诊，拍 X 线片辅助诊断，特别注意发现邻面龋。若患者对甜食及温度刺激敏感，或持续出现口腔异味，应仔细检查修复体是否有微漏或轻微松动，可嘱患者做咬䫜运动，如有微漏可见修复

体边缘有液体溢出或冒气泡现象。

对松动的修复体必须拆除，如果修复体拆除后预备牙形态差、缺少足够固位力，应重新牙体预备，重做修复体。并认真分析固位体松动的原因，必要时改变设计。

对于有高患龋指数的患者，尤其是以往在修复体周围有进行性龋病病史者，除了进行认真的口腔清洁外，可使用含氟牙膏、氟化钠中性漱口液以及氟化钠糊剂或凝胶药物其他一些预防性措施。如果在修复治疗前正确掌握适应证，合理地设计修复体，精细加工制作，修复后良好的口腔卫生维护及定期复诊，这样可使固定修复后基牙继发龋发生降到最低水平。

二、牙髓损伤的预防及处理

在修复治疗中，由于设计不合理，工具使用及技术操作不当，修复体制作粗糙，初戴及黏固前后调磨不正确，都会引起牙髓损伤，修复治疗失败，给患者造成不应有的痛苦与损失。

（一）牙髓损伤的原因

(1) 在牙体预备过程中忽视牙髓防护措施，磨具产热过高，或手机喷水量不足，近髓处切割时间过长。

(2) 牙体组织切割过多，接近牙髓腔，甚至造成露髓。

(3) 由于修复前腐质未去净，或消毒不彻底，产生继发龋进而引起牙髓病变。

(4) 在修复体制作过程中，对牙体、牙髓未作暂时修复体或涂膜保护，使被切割的活髓牙长时间暴露在口腔内。

(5) 牙体预备时制备钉洞或沟的辅助固位形时造成穿髓。

(6) 做暂时冠桥时未正确操作，自凝塑料凝固产热，损伤基牙牙髓。

(7) 黏固前牙体消毒剂使用不当，或黏固方法不正确也可引起牙髓过敏，甚至牙髓炎或牙髓坏死。

（二）预防牙髓损伤的措施

(1) 在牙体预备中选用小而锐利工具，加速工具转动速度，车针对牙体合理施压(20～60 克)，应用间隙性切割方法，再给以有效冷却，一般都采用水雾冷却，不宜采用空气冷却方法。

(2) 年轻患者的牙髓腔较大，因此在牙体预备时应格外小心，对牙体解剖应做到心中有数。活髓牙在局麻下作牙体预备时，由于患者不能对牙髓刺激作出反应，操作时亦应注意保护牙髓。对年轻患者应严格掌握适应证，必要时与患者说明需拔髓后才能做牙体预备。

(3) 牙体预备要一次完成，如分二次或多次就诊完成，会在以后的再次备牙中

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

给患者带来不必要的痛苦。如有龋变应将其去尽。

(4) 为了避免取模时对预备牙的冷刺激,可在取模前对预备牙涂布脱敏剂,然后吹干,再取模。

(5) 采用正确方法制作自凝塑料的暂时冠桥,制作直接法暂时冠桥,使用不产热、无刺激的暂时冠材料。暂时冠桥黏固时应采用对牙髓刺激小的并有安抚作用的黏固剂。

(6) 修复体黏固前不能用烈性的消毒剂和苛性脱水药物。一般采用75%乙醇消毒。若预备牙有过敏症状,黏固前在基牙表面涂布氢氧化钙溶液,以中和黏固剂的酸性。同时可选用生物相容性较好的树脂黏固剂。

(7) 修复体黏固后做咬殆检查,有早接触应及时调整,以消除干扰。

(8) 修复体的边缘位于自洁区,边缘应与牙体组织密合,牙体预备有一定固位形和抗力形等合理设计,以避免造成继发龋从而引起牙髓受损。

(三) 牙髓损伤处理

牙本质和牙髓受损后出现的临床症状其主要表现均为酸痛,但两种疼痛应慎重区别,因两者的治疗方法和预后完全不同。前者经一般安抚治疗即可复原,而后者则需进行牙髓治疗。

(1) 对于牙列不齐或个别牙严重扭转错位的患者,在牙体预备过程中,由于常常需要对扭转或长轴倾斜的牙进行大量切削,为了使修复体恢复正常牙位及形态,因而常会损伤牙髓。此种情况下,一般采用局麻下拔除牙髓,一次性根充的方法进行治疗。

(2) 若在牙体预备时发生意外局部小穿髓,此时可用氢氧化钙制剂直接盖髓进行治疗,使牙髓受到污染机会降到最低限度,减少牙髓组织坏死,易于愈合,从而使冠部穿髓处产生继发性牙本质,同时其操作简便易行,缩短了牙体预备及取模时间,但其适应证应严格掌握,应观察确认无症状、牙髓进一步变性坏死后方可进行修复体黏结。

(3) 由于修复后出现殆干扰等原因造成牙髓损伤,经调殆等措施进行观察,若疼痛未见好转并加剧,则需拆除修复体,进行牙髓治疗后重作修复体。

三、牙龈损伤的预防及处理

(一) 龈损伤原因

修复体若设计不当,制作粗糙以及临床操作不规范,在义齿修复开始至义齿初戴黏固后都有可能造成牙龈损伤。

(1) 牙体预备不当:在备牙过程中操作粗疏,车针可能损伤龈缘结合上皮而导致结合上皮向龈方迁移,出现牙龈萎缩。

(2) 修复体龈边缘有悬突,龈边缘密合性欠佳,龈缘位置不正确。

(3) 修复体轴面突度及外形恢复不正确或表面粗糙,自洁作用差。

(4) 修复体与邻牙的邻面接触不良。

(5) 暂时冠桥龈缘形态制作粗糙,自凝塑料凝固时产热及单体刺激牙龈。

(6) 修复体黏固过程中,多余黏结剂残留于龈沟及邻间隙内未及时清除。

(7) 固位体边缘位置不当,压迫牙龈。

(二) 龈损伤预防及处理

(1) 应该在明确诊断和慎重判断的基础上进行基牙预备;在牙龈缘预备时,可用专用龈缘预备车针在龈缘预备前采用牙龈收缩线,在正确使用排龈线后再作牙龈缘的预备,若龈组织有轻微损伤,可用温热盐水漱口,或用雅皓消炎糊剂等药物有助于创伤愈合。若创伤较大,可暂缓取模,牙龈处上些碘甘油,暂时冠桥黏固后观察几天,待红肿炎症消退后再取模。

(2) 修复体颈部的正确设计,注意冠边缘与基牙肩台的适合性;冠边缘在龈缘的位置;冠边缘外形形态。

年轻的患者若龈沟浅,老年患者牙龈退缩,临床牙冠增长,这时应将冠边缘置于龈上,有助于避免龈组织的损伤。

(3) 修复体应正确恢复牙冠的外形高点,以利于龈组织的健康,防止食物嵌塞引起的牙间乳突炎。

(4) 避免暂时修复体所用自凝塑料产生聚合热、残留单体对龈组织等有不良刺激。

(5) 防止修复体黏固后形成黏固剂悬突,刺激龈组织。

(6) 患者口腔卫生保持和义齿的清洗,保护口腔软硬组织健康。

四、崩瓷

全瓷冠修复的牙备的质量及患者䫓力大小是临床成败的最重要因素,因此临床适应证应严格掌握。牙体预备必须足够,牙备后应有理想形态,以确保修复成功。在䫓力过大,咬䫓紧或夜磨牙患者中全瓷冠折裂可能性更大。

全瓷冠牙体预备,其䫓向聚合度较其他修复体稍大,以便就位不产生应力,若牙体预备后的最大周径不是在龈缘或龈下,修复体就位时边缘产生张力,易出现垂直向崩瓷。若预备体线角䫓面边缘嵴及切缘不圆钝,都会造成修复体在此区域应力集中,而引起全瓷冠折裂。有些上颌过小牙,牙体备后其切龈向距离过短,作用于切缘的力使修复体向唇颊面倾斜,致使颈部瓷层折裂。另外由于舌侧预备量不足,瓷层厚度少于 1 毫米而造成修复体舌侧瓷折裂。有时瓷层厚度足够,但咬䫓过重也会造成舌侧瓷裂。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

全瓷冠折裂无令人满意的修理方法，因此必须拆除重作新的修复体。在制作新的修复体之前应仔细分析失败的原因，以避免出现再次治疗失败，必要时可改变修复体的设计。

（张静露　光寒冰）

第七章 全瓷修复体的黏结

第一节 黏结对全瓷修复的意义

一、黏结的基本理论

黏结是指两个同种或异种的物体在接触时发生的相互作用，它涉及表面、界面的化学和物理以及胶接接头的形变和断裂力学。通常，我们把能将某种或多种固体材料黏合连接起来的物质称为黏结剂或胶黏剂，被黏结的固体物质称为黏结体或被黏物，对全瓷修复而言，陶瓷和牙体硬组织都是被黏物。

黏结的机制最早是从浸润角的热力学概念提出来的，距现在已有 200 多年的历史。19 世纪，Dupré 提出了平衡时最大热力学黏附功与自由表面能的关系式，奠定了吸附理论的基础，20 世纪中期，Zisman 又提出浸润角与表面能的关系式，说明了黏附与自粘是基于物质的表面成分和结构。自此，关于黏结机制的研究不断深入，各种理论和假说相继提出。到目前为止，相对成熟的学说主要有吸附理论、扩散理论、机械结合理论、化学键理论和静电理论等。通常黏结过程被认为是由这几种作用机制相互结合形成的一个错综复杂的综合体系。

吸附理论以表面能为基础，认为黏附作用是由黏结剂分子和被黏物分子间的作用力所产生的，当二者接触后，分子相互接近到达一定程度时便会产生范德华力和氢键结合力，将两种物质结合在一起。为了使两种不同分子能够充分接近，就要求黏结剂必须充分浸润被黏物体表面。这里涉及另外一个概念——润湿性，“润湿”简单来讲是液体附着在固体上的现象，表面自由能高的物质润湿性也较好，亲和性越强，分子间的作用力也就相对越强大。在临床黏结全瓷修复体的过程中所采用的各种清洁和表面处理的方法都具有提高基牙或陶瓷润湿性的作用。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

机械结合理论认为黏结剂可以渗透到被黏物表面的孔隙中去，固化后与被黏物形成机械锁结结构达到相互嵌合的目的。不论是通过对牙釉质的酸蚀或是对陶瓷黏结面传统的喷砂、酸蚀、机械打磨等表面处理手段，都是为了获得微观粗化的表面，使树脂类黏结剂渗入形成机械结合。

化学键理论认为黏结剂与被黏物分子之间除相互作用力外还可以依靠二者的原子间发生化学反应形成化学键来产生强大的结合力，由于化学键的键能远远高于分子间的作用能，因此它对提高黏结强度和改善黏结的耐久性都具有十分重要的意义。目前，人们已经越来越认识到这一理论的重要性，由其衍生的黏结处理技术也越来越成熟。例如一些黏结材料中的功能性单体与牙体组织的钙离子或胶原蛋白之间的反应以及用硅烷耦联剂增强陶瓷/树脂黏结强度的作用机制都源于此类。

二、黏结的意义

牙体缺损和牙列缺损是牙科的常见和多发疾病，根据不同的情况通常可以选用嵌体、桩核冠、部分冠、全冠、固定桥等固定修复的方式进行治疗。随着人们生活水平和审美观念的逐步提高，全瓷固定修复体已经得到广大患者和临床医师的青睐。陶瓷色彩生动逼真、耐磨损、耐腐蚀、不仅具有良好的生物相容性，它的热膨胀系数也接近人体自身的牙体组织，用其制作的全瓷修复体不仅可以逼真地模拟真牙的层次感和乳光效应，而且可以在复杂的口腔化学、生物环境中稳定保持良好的修复状态。

陶瓷材料被用于牙体或牙列修复以来得到了不断的更新和发展，强度和韧性等机械性能也获得了很大程度的改善。目前市场上常见的全瓷体系的机械性能远优于牙釉质或牙本质(表 7-1)，然而全瓷修复体的折裂和破坏仍是临床失败最主要的现象。Sherrer 比较了 3 种全瓷冠与天然牙的抗折裂强度后发现，尽管它们的机械性能都优于人体牙釉质，但 In-Ceram 冠仅为天然牙的 79%，Dicor 和 Ceretore 冠也仅分别达到 62%和 48%。人们逐渐认识到，单纯提高陶瓷的机械性能并不是决定修复成功的唯一因素。

表 7-1 常见牙科全瓷体系于人体牙釉质、牙本质的机械强度比较

材料	类型	抗弯强度 (MPa)	断裂韧性 ($MPa/m^{0.5}$)
牙釉质	——	65～75	1.0
牙本质	——	16～20	2.5
In-ceram Alumina	玻璃渗透氧化铝陶瓷	500±50	3.9

续 表

材 料	类 型	抗弯强度（MPa）	断裂韧性（$MPa/m^{0.5}$）
In-Ceram Zirconia	氧化锆增韧玻璃渗透氧化铝陶瓷	600	4.4
In-Ceram Spinell	玻璃渗透尖晶石陶瓷	400	2.7
Dicor MGC	可切削玻璃陶瓷	220	2.02
IPS Empress	白榴石加强长石瓷	182	1.77
IPS Empress 2	锂渗透玻璃陶瓷	337	2.5
IPS e. max CAD	焦硅酸锂可切削玻璃陶瓷	360±60	2.0～2.5
IPS e. max ZirCAD	氧化锆可切削陶瓷	900±50	5.5±0.22
Omega	长石瓷	85	0.99
LAVA Frame	氧化锆可切削陶瓷	>1 100	5～10

1. 黏结对修复体固位的作用

对于嵌体、桩核、全冠、局部固定义齿等修复体来讲，预备后的基牙或根管必须具有一定的抗力形和固位形，在此前提下，黏结可以起到协同作用，辅助获得全瓷修复体良好的边缘封闭、充足的固位力和抗折强度。对于一些无法获得足够固位形的修复体(如贴面或锥形牙冠等)来讲，黏结几乎意味着全部的固位力，此时，它对全瓷修复成功的作用就显得更加突出。

2. 黏结对提高修复体/基牙抗折强度的作用

人的牙体硬组织包括牙釉质、牙本质和牙骨质三个部分，Moffa 指出，牙釉质是脆性很大的材料，并且常可在牙体表面见到釉质裂纹形成，但在正常情况下天然牙釉质却不会发生碎裂或剥脱，这主要归因于与牙本质的牢固结合。牙釉质与牙本质紧密结合在一起，当受到殆力的作用时就可以将承载快速而有效地转移和分散，避免了硬组织的损伤和碎裂。全瓷修复体与牙釉质或本质主要是依靠黏结剂的黏结作用相结合的，黏结剂就作为修复体与基牙牙体组织间的中间介质，全瓷修复体、黏结剂、牙本质界面与天然牙结构的釉质、釉牙本质界、牙本质之间的主要区别即是黏结剂层与釉牙本质界的区别，黏结剂层的介入对全瓷修复体内应力的转移与分散承担着非常重要的作用。可以推断，陶瓷与牙体组织之间的黏结对全瓷修复的成败必然是一个关键所在。

三、树脂类黏结剂的应用

相对于其他黏结材料来讲，树脂类黏结剂对牙本质、牙釉质和陶瓷均有较强

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的黏结作用，可将陶瓷修复体与基牙形成紧密的复合结构，使修复体所受的殆力直接、快速、均匀地传递至牙体组织，借助与基牙的牙周组织缓冲殆力的撞击作用。磷酸锌、聚羧酸锌、玻璃离子等水门汀类黏结材料与陶瓷和牙体组织间主要是依靠机械固位，没有或仅有较弱的黏结作用，不足以将修复体与牙体组织形成紧密的复合结构。修复体承载时，材料界面出现的应力集中影响了应力的转移与分散，所以修复体易于碎裂。Nuary 比较了磷酸锌、玻璃离子、树脂改性的玻璃离子以及树脂基水门汀等几种黏结材料的性能后认为：磷酸锌水门汀的阻射性最佳，但不具备黏结性，并且刚度过大，它与玻璃离子水门汀均存在 pH 值较低易损伤牙髓的危险；树脂改性玻璃离子比玻璃离子水门汀的 pH 值和抗弯强度增加，刚度则较低；树脂基水门汀在抗弯强度、刚度、酸度、X 线阻射性(除化学固化型外)等方面均表现出理想的性能。Zidan 在实验中证明，用磷酸锌和玻璃离子水门汀黏固全瓷冠时所产生的固位力仅相当于使用树脂基水门汀的一半，并且随基牙聚合角的加大它们的黏结力下降很快，而树脂基水门汀受聚合角度的影响较小。

全瓷修复体的碎裂往往起始于组织面的裂纹，陶瓷修复体在技工室的制作过程和临床黏结面处理操作中不可避免地会导致气孔、裂纹等缺陷的形成，这将使它的强度大幅度下降。同时，口腔是一个复杂潮湿的化学环境，受到不断进食过程的影响，口腔内的温度可以在 4～60℃之间变化，pH 值也有很大的波动。全瓷修复体在口腔中长期存在，一方面要经受唾液、龈沟液和食物中各种离子、酶、微生物及其代谢产物和其他化学成分的侵蚀，另一方面还必须承受反复殆力的作用和温度变化所造成应力的作用，不断进入陶瓷内表面微裂纹尖端的水分也将产生张应力对陶瓷的强度造成损害，这些都成为导致全瓷修复失败的又一个可能原因。树脂类黏结剂的使用为弥补陶瓷内部缺陷、增强陶瓷的机械性能带来了令人满意的结果。首先，陶瓷黏结面经过处理后，树脂可渗入其中的裂纹中形成断裂面之间的“桥”结构，限制了裂纹的进一步扩展和延伸，树脂固化时的体积收缩亦可使断裂面呈现相互靠拢的趋势，使陶瓷得以强化。其次，修复体承载后，黏结剂层相邻的两个界面会产生剪切应力，此时，应力值必须达到破坏树脂类黏结剂黏结作用的阈值后组织面的裂纹才会继续延伸和扩展。树脂还能够封闭陶瓷表面的裂纹形成屏障，防止水对陶瓷的应力侵蚀作用，增强陶瓷的抗疲劳性能。

就目前的情况来看，树脂类黏结剂已成为全瓷修复黏结的常规选择，它不仅自身具有较好的机械强度、低水溶性和可配色等优点，而且可以通过与基牙、陶瓷间较好的黏结性能如边缘封闭性、黏结强度、耐久性等为修复体提供充足稳定的固位力，有效地增强了陶瓷的抗折强度以及基牙、修复体整体的抗折强度，确保了修复体的使用寿命，正如许多研究所证实的，它对提高全瓷修复的临床成功率有着重要的意义。

第二节　全瓷黏结材料

黏结剂的主要功能是建立或增加修复体的固位力和维持修复体、基牙的整体性，目前临床使用的口腔黏结材料通常分为水门汀黏结材料和合成树脂类黏结材料两种。

水门汀(cements)黏结材料：是指以金属氧化物或金属盐作为粉剂与专用液剂调和而成的无机非金属暂时充填材料，因为常被用于黏固固定修复体和正畸附件，所以也称为黏固剂(luting cements)。它包括无机水门汀(如磷酸锌水门汀等)和有机水门汀(如聚羧酸锌水门汀、玻璃离子水门汀、树脂改性的玻璃离子水门汀等)。

合成树脂(synthetic resin)类黏结材料：该类黏结剂的种类繁多，分类方法也有所不同。按照被黏物的类型可将其分为两类，一类是用于牙体及周围组织直接黏结的材料，包括牙釉质黏结剂、牙本质黏结剂、骨黏结剂和软组织黏结剂等；另一类用于固定修复体的黏结，如嵌体和高嵌体、贴面、全冠、固定义齿或正畸附件等。按照固化方式的不同又可以将合成树脂类黏结材料分为光固化、自固化和双固化三种类型。

合成树脂类黏结材料具有黏结力强、边缘封闭性好、水溶解度低、可配色、易抛光等多种优势，因而被临床上广泛使用，相比之下，水门汀类黏结材料在全瓷修复中的使用则越来越少。

一、全瓷修复对口腔黏结材料的要求

一种理想的口腔黏结材料应该实现良好的生物学性能、物理机械性能和可操作性能，美学性能尽管不作为选择时的一个必要条件，但由于全瓷修复对美观的特殊要求，它也成为临床上黏结剂的重要选择因素之一。

（一）生物学要求

生物学要求主要包括生物相容性、无毒性和致敏性、防止继发龋形成以及足够的边缘封闭性等。良好的封闭作用有助于使暴露的牙体组织与口腔生物环境相隔离，避免微生物的渗入、生长和聚集。菌斑的聚集主要取决于材料表面的光洁度和微孔形态，不同材料有不同的抛光性能，在这一点上，树脂类黏结材料相对于其他种类有明显的优越性。树脂类黏结材料的抛光性能又受到所含无机填料的形式、数量和尺寸的限制，例如，微填料型具有比大颗粒填料和混合填料者更好

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

的抛光性。

牙本质小管液的正常流动速率突然发生改变可能会造成严重的牙本质过敏症状，从生物学角度来看，确保牙本质界面有足够的封闭对排除或减弱牙本质小管液的过快流动是十分必要的。如果黏结剂与牙体组织间存在空隙，牙本质小管没有得到足够封闭，存有孔隙的界面就形成一个“泵”，造成小管液反复运动并引发疼痛。当前，没有任何黏结系统能够达到完全封闭黏结剂、牙体界面的效果，但普遍认为合成树脂类黏结剂的封闭作用最好。

（二）物理学要求

1. 稳定性

不论使用何种黏结系统或何种操作技术，黏结剂在修复体边缘处总是直接暴露在口腔环境中，会不断受到唾液、龈沟液的冲刷、食物的摩擦和牙科治疗时洁治器械的碰撞，所以黏结材料的溶解性和耐磨损性直接关系着它是否能稳定存在于边缘空间，也关系着黏结的长期成功率。

Pallav 将几种经常同时出现或顺序出现的材料消耗类型划分为：研磨(abrasive)、胶黏(adhesive)，层离(delaminating)，化学(chemical)，腐蚀(erosive)，冲击磨损(impact wear)和表面疲劳(surface fatigue)。磨损在口腔或牙体的不同部位所表现出的程度不同，同等的机械力造成的磨损程度也不一定相同，不同修复体类型可能会造成磨损程度变化。黏结剂的磨损问题在经典的全冠修复中并不十分重要，但对于美学要求很高的全瓷修复体情况就大不相同了尤其是当全瓷修复体边缘十分接近咬𬌗接触区时，黏结剂对磨损的敏感程度就会大大增加。实验证明，高填料的树脂基水门汀具有良好的适合性和耐磨损性，优于磷酸锌、玻璃离子、聚羧酸锌等其他水门汀材料。需要指出，黏结的耐磨损性能会受到黏结间隙的影响，随黏结间隙的增大耐磨损性将呈线性降低。

2. 机械性能

黏结是牙体组织与修复体间的结合，它形成一个十分复杂的界面，黏结材料的连接具有全或无(all-or-nothing)的性质。这是因为，黏结剂层即使受到部分破坏甚至仅剩一个连接点时也能维持修复体的固位，然而此时由于已经存在细小的裂隙，微渗漏会不断加重，微生物也会进入黏结界面，虽然在临床上可能有较长一段时间没有出现明显的症状，但终究意味着黏结的失败。

弹性模量是材料在载荷下抵抗弹性形变的能力，它代表了材料在弹性范围内的相对刚度，对考察黏结材料向基牙传递𬌗力和分散应力的能力来说是一个很好的指标。顺应力是导致材料发生永久形变所需力的界限，修复体的反复运动缓慢冲击黏结剂、修复体的内表面或牙体的外表面，使修复体与基牙间反复出现微小的位移，这同样可以导致材料发生永久塑形变化。通常建议

黏结材料弹性模量的大小应该介于基牙和修复体之间，并且应该具有较高的顺应力。树脂改性的玻璃离子、树脂基水门汀、聚羧酸锌水门汀、磷酸锌和玻璃离子水门汀的弹性模量分别低于、中等、高于牙本质。弹性模量的增加意味着黏结剂刚度增大，可能会导致黏结后微裂隙的形成。树脂基水门汀、树脂改性的玻璃离子和玻璃离子水门汀都具有很高的顺应力值，磷酸锌和聚羧酸锌的顺应力值则相对较低。

断裂强度可以被描述为材料抵抗裂纹扩展的能力，目前，合成树脂类黏结材料的断裂强度值明显高于其他水门汀黏结材料。

3. 黏结性能

黏结材料必须能够充填修复体与基牙之间的黏结间隙，并将二者牢固地连结在一起，许多黏结材料尤其是树脂类黏结材料在固化过程中都存在聚合收缩，尽管固化后仍与黏结面保持附着，但在被黏物的内表面将会产生应力，并在垂直和平行于黏结面的方向扩展，这可能会最终损害黏结界面的整体性以及黏结剂对被黏物的附着。垂直向的应力能够通过基牙、修复体的弹性形变或黏结材料内在均匀分布的多孔性得到缓解，研究显示，当基牙和修复所用的材料有特定的弹性模量时，它们的整体形变将起到减低应力的作用，并且应力降低的程度与临床黏结空间的大小有很大联系，黏结剂层越薄，降低应力的距离越小，应力降低的程度则越大，这也是必须保证修复体良好边缘适合性的一个重要原因。

（三）其他

黏结层厚度：黏结空间应该被限制在最小，这可以保证修复体有良好的适合性和降低黏结剂的聚合应力，也可使黏结材料最低程度的直接暴露在口腔环境中。目前，对于这一间隙的限定还没有达到一致，但普遍认为黏结剂层的厚度不应超过 50～100 微米。

美学：事实上当前所有的无金属修复体都会考虑到黏结材料的美学性能，尤其是当修复体的边缘位于可见的位置时，在这一形势下，具有透明效果而又可以配色的树脂类黏结材料（主要指树脂基水门汀）就比其他种类有明显的优势。复合体也有较好的配色性能，但透明感略显不足。

存放时间：任何一种黏结剂都有一个有效期，在这段时间内材料的物理和机械性能都能保证在临床可接受的范围之内。超过有效期的材料性质会发生改变，黏结性能必然受到影响。在几种黏结材料中，如果有合适的存放条件，磷酸锌水门汀的存放期是最长的。

成本：这已不再是一个临床考虑的主要因素，因为相对于全瓷修复的整体价格来讲，黏结材料的价格仅仅占了很少的一部分。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、树脂类黏结材料的组成

树脂类黏结材料的基本成分主要包括基质(基础树脂和稀释剂)、无机填料、引发体系和其他成分如阻聚剂和着色剂等。

1. 树脂基质

树脂基质是黏结剂的主体成分,其主要作用是将颗粒状的无机填料包裹黏结在一起,使材料在室温下塑形和在较短时间内达到固化,并赋予材料一定的强度和黏结性能。树脂基质由基础树脂和稀释剂组成,目前使用最广泛的基础树脂是双酚 A 双甲基丙烯酸缩水甘油酯(bisphenol A glycidyl dimethacrylate,Bis-GMA,图 7-1)。Bis-GMA 分子量较大,能有效地降低一定体积内参加聚合反应的有机基团的浓度,从而减少反应时的聚合收缩,其分子中的烯类双官能团还能够在自由基聚合反应时形成高度交联的三维网络结构,使材料的机械性能及耐溶剂降解性获得明显提高。Bis-GMA 在室温时很黏稠,必须用稀释剂加以稀释。稀释剂主要是降低黏度的甲基丙烯酸酯单体,用于降低基础树脂的黏度以减小表面张力和增加黏结剂的浸润、铺展性能。最常用的稀释剂是双甲基丙烯酸二缩三乙二醇酯 (triethylene glycol dimethacrylate,TEGDMA),通常 Bis-GMA 和 TEGDMA 的比例规定在 3∶1 左右。

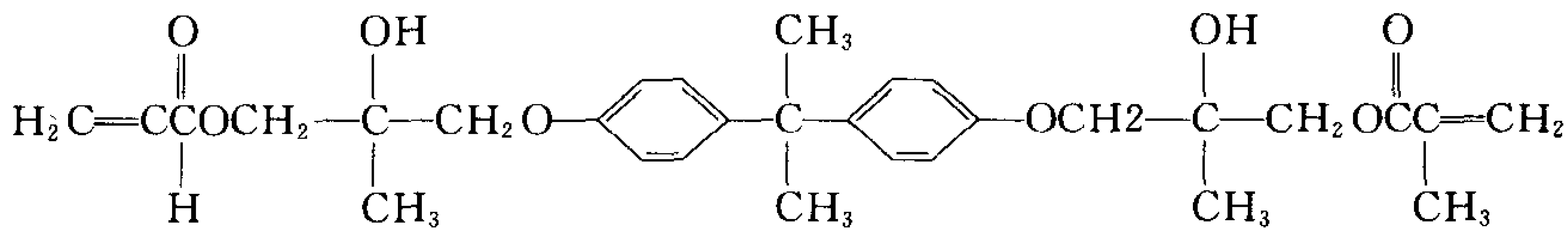


图 7-1 Bis-GMA 分子式

双甲基丙烯酸聚氨酯(urethane dimethacrylate,UDMT)是 19 世纪 80 年代早期被发现的,也有一些产品用它替代 Bis-GMA 作为基础树脂。UDMT 单体含有脂肪族尿烷基团时黏稠度较小,可以不需要加入稀释剂;当含有芳香族尿烷基团时结构复杂,黏稠度增大,此时仍需要加入稀释单体。

2. 无机填料

树脂黏结材料根据是否加入了填料可分为填料型和无填料型,目前所用的填料多为无机填料,以二氧化硅、玻璃粉和二氧化钛使用最多(表 7-2)。按照所加无机填料的不同粒径尺寸,填料型树脂黏结材料又可细分为大颗粒填料型(传统填料型)、微填料型和混合填料型。填料的作用是增加材料的机械强度、降低热膨胀系数和聚合热,其粒度、粒度分布、折光指数、所占体积百分比、X 线阻射性及硬度等都会对材料的性能及临床表现产生很大影响。传统填料型材料的微粒直径较大,由于存在不宜抛光和易着色等缺点现在已经趋于淘汰;微填料型材料微粒

的平均粒径约为0.04微米，它的抛光性能最好，但又有着严重的聚合收缩现象；混合填料型材料的出现集中解决了前两者出现的问题，它不仅具有良好的抛光性能，而且耐磨损性、聚合收缩性和物理机械强度都获得了很大的改善，目前大多数树脂类黏结产品都采用这一类型。填料含量增加还会相应改善材料的强度和抗磨损性能，为了加入尽量多的填料，一般要求填料有一定的粒径分布。某些近代的混合填料型树脂水门汀产品如Choice(Bisco，美国)，包含了至少三种以上不同粒径的填料，含量可达到80wt%以上。

表7-2 部分树脂基水门汀材料的填料类型

产品名称	填料类型	厂家
Clearfil DC Cement	钡玻璃，微填料	Kuraray，日本
Clearfil FIL	硫酸钡，氧化硅	Kuraray，日本
Dyract Cem	锶-铝-氟-硅-玻璃	Dentsply DeTrey，德国
Panavia Ex	氧化硅，硫酸钡，二氧化钛	Kuraray，日本
Panavia F	胶状氧化硅，钡玻璃，二氧化钛，氟化钠	Kuraray，日本
Panavia 21	胶状氧化硅，钡玻璃，二氧化钛	Kuraray，日本
Panavia 21 Ex	氧化硅，钡玻璃	Kuraray，日本

无机填料在加入前需要对表面进行活化处理，其目的是通过耦联剂将无机填料与有机树脂基质更牢固地结合在一起，以便在材料受力时使应力能够在基质和填料中均匀传递，起到增强的效果。硅烷类化合物如γ-甲基丙烯酰氧丙基三甲氧基硅烷(γ-methacryloxypropyl trimethoxy silane，γ-MPS)能够较好地达到这一目的，是广泛应用的一类耦联剂。正确使用耦联剂除可以增强材料的物理机械性能，还有助于提高水解稳定性，防止水分子渗入填料与树脂基质之间的界面。

3. 引发体系

引发体系的作用是使黏结材料根据操作的需要在短时间内发生快速聚合，根据固化方式不同可以将其分为化学固化引发体系、光固化引发体系和双固化引发体系。

化学固化引发体系由引发剂和促进剂组成，过氧化苯甲酰(benzoperoxide，BPO)是该体系最常使用的引发剂种类，促进剂通常为叔胺类化合物，如N，N'-二羟乙基对甲苯胺(N，N'-dihyroethyl-P-toluidine，DHET)和N，N'-二甲基对甲苯胺(N，N'-dimethyl-P-toluidine，DMT)等，由于DHET比传统的DMT具有更好的色泽稳定性，因而较常使用。当通过调拌使引发剂和促进剂相混合后，过氧化物和叔胺组成的氧化还原引发体系可迅速分解产生自由基，在室温下引发聚合反

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

应使树脂固化。化学固化型树脂黏结材料在调和时不可避免会有气泡混入，所以固化后孔隙率较高(通常在 2%～5%)，而由于存在氧阻聚作用，气泡周围的树脂常不能充分聚合，这会降低黏结剂的性能；另外，该类黏结剂的操作时间较短，一旦调和开始，操作者便不能控制工作时间，这也是一个不利的方面。

光引发体系有紫外光固化和可见光固化两种，紫外线是最先使用的光源，其配套的引发剂是安息香甲醚，它可在紫外线照射下迅速裂解产生自由基引发单体聚合。由于紫外线对人体存在危害，现在该引发体系已经被可见光引发体系所取代。可见光引发体系由光敏剂和促进剂的混合物组成，这两种成分在未暴露于光线时不发生反应，但在合适波长(约 470 纳米)的光线照射下光敏剂便会很快形成激发态，与促进剂反应生成自由基，引发聚合反应。常用的可见光光敏剂为樟脑醌(camphorquinone,CQ)，吸收光谱范围在 400～500 纳米之间，有机胺(如 N,N－二甲胺基甲基丙烯酸乙酯)可作为促进剂与之反应。光固化树脂黏结剂不需调和，操作时间可以任由操作者掌握，因此克服了化学固化型材料的缺点，应用也更为广泛。它存在的主要缺点是性能受光源种类、光照强度和光照时间的影响较大，例如，当全瓷修复体的某些部位较厚时(如轴面角处)，由于瓷层严重削弱了光照的强度，可能会造成树脂的固化不全，这时就只能采用双固化类型。

双固化体系由过氧化物、樟脑醌和叔胺共同组成，它有充足的工作时间，操作完成后可以通过外部光源照射固化，同时自凝机制又可弥补光照不足造成的聚化不全，确保了材料固化后的性能。

4. 其他添加物质

为防止黏结剂在生产、运输和储存过程中提前发生聚合反应，一般需要加入少量的阻聚剂，常用阻聚剂有 2,6－二叔丁基对甲苯酚(2,6-di-tert-butyl-p-cresol,BHT)和对羟基苯甲醚(MEHQ)。某些树脂类黏结材料(如树脂基水门汀)为了获得与自然牙相匹配的多种多样的色泽和获得一定的遮色能力，往往需要加入适量的钛白、镉黄等调色剂以及氧化钛、氧化铝等不透明剂。另外，为防止材料的光老化，还应加入紫外线吸收剂，如 UV-237 等。

三、全瓷修复黏结材料

(一) 牙釉质黏结体系

1. 牙釉质酸蚀剂

磷酸、柠檬酸、乳酸、盐酸、乙二胺四乙酸都曾被作为牙釉质的酸蚀剂，结果发现磷酸的酸蚀效果最佳。典型的酸蚀剂为含有 32%～37%左右浓度的磷酸水溶液或水凝胶，前者流动性大、容易冲洗，但不易限制范围，可能会损伤软组织；后者为被染成红色或蓝色，具有足够的黏稠度，有利于被放置到指定的区域，并限制被

酸蚀的范围，所以使用方便安全。磷酸酸蚀的时间一般为10～60秒之间，正常恒牙釉质的酸蚀时间不必超过30秒，氟斑牙的抗酸能力较强，应适当延长酸蚀时间。

2. 牙釉质黏结剂

传统型牙釉质黏结剂又称丙烯酸酯类牙釉质黏结剂，是一种以牙釉质为作用对象的合成树脂类黏结剂。20世纪60年代，牙釉质黏结剂主要是用于牙釉质与合成高分子材料，特别是与复合树脂的直接黏结。80年代后，人们在其基础上又加入了一些超微颗粒填料和其他新的功能单体以提高产品的黏结性能或拓宽应用范围。常采用的功能单体有：4甲基丙烯酰氧乙基偏苯三酸酐(4-methacryloyloxy ethyl trimellitate anhydride, 4-META)、2-甲基丙烯酰氧乙基苯基磷酸酯(2-methacryloyloxy ethyl phenyl phosphoric acid, Phenyl-P)以及甲基丙烯酸β-羟基乙酯(β-hydroxy ethyl methacrylate, HEMA)等，加入了这些功能性黏结单体的产品除树脂外还可以用于金属或陶瓷与牙釉质的黏结。

（二）牙本质黏结体系

迄今为止，牙本质黏结体系的发展经历了六个阶段，第一代和第二代黏结剂分别在20世纪60和70年代问世，其黏结效果并不稳定，临床失败率很高。20世纪90年代初，第三代黏结体系出现，它在使用时先以酸蚀剂对牙本质的污染层部分去除或改性，然后利用底漆来提高树脂对牙本质的渗透和黏结强度，其作用机制仍是基于渗入的树脂突与粗糙的牙体产生机械嵌合作用。从第四代黏结体系开始，牙体、树脂的黏结技术已经相对成熟，这一体系是在“混合层”和“湿黏结”理论的基础上开发出来的，其中的大多数产品已能够对牙本质和牙釉质进行同步黏结操作，成为“通用型”黏结剂(universal dental adhesive system)，典型的第四代黏结体系包括表面调节剂、预处理剂和黏结树脂三个部分。由于繁琐的操作步骤和较长的操作时间必然会增加牙本质黏结面被污染，或出现其他不可预料因素的概率，为了节省椅旁操作时间和降低技术敏感性，一些厂家努力将牙本质调节剂、底漆(预处理剂)和黏结树脂这三个组分合并成两组分甚至单组分。第五代黏结体系即是把其中的两个组分合二为一的产品，分为全酸蚀单瓶系统(total etch one bottle)和自酸蚀系统(self etching)两种类型。全酸蚀单瓶系统是将底漆和黏结树脂合并，在对牙本质和釉质同时进行酸蚀冲洗之后可以一步完成黏结操作；自酸蚀系统是在底漆配方中加入了某些酸性功能单体代替酸蚀剂，它可直接对牙本质污染层改性，并渗透其中形成混合层，使用黏结剂前不需要单独的酸蚀冲洗步骤。第六代黏结体系的操作更为简化，它是将三个组分合并成为单一组分的产品，又称“多合一”(all-in-one)系统。

牙本质黏结体系的三个基本组分如下：

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 牙本质调节剂(dentin conditioner)

在黏结之前用于对牙本质表面进行预处理的液体称为牙本质调节剂,其目的是为了去除牙本质污染层或对其进行某种形式的修饰和改性。牙本质调节剂通常是酸性液体,常用者主要有磷酸水溶液或凝胶、10%柠檬酸-3%三氯化铁溶液(10-3溶液)、马来酸(maleic acid)、乙二胺四乙酸二钠(EDTA)溶液等。

Fusayama等最早提出了"全酸蚀"的概念,他们认为,用较低浓度的磷酸同时对牙釉质、牙本质酸蚀处理15～20秒时能够为随后的黏结提供良好的牙体组织界面,并且这种处理过程并不会导致牙髓损伤。由于牙本质的特殊结构,磷酸作用时间延长必然会使其内部的牙髓发生病变的概率增大,同时,Pioch和Hashimoto又在实验中证实,磷酸酸蚀牙本质时间延长超过15～30秒后不仅不会相应提高与树脂的黏结强度,反而会导致黏结性能的下降。所以,掌握磷酸适度的牙本质处理时间是十分必要的。

10-3溶液是10%柠檬酸和3%三氯化铁混合水溶液的简称。对于能与牙本质中有机成分起作用的黏结剂而言,牙本质胶原的高序结构对于黏结具有极其重要的作用。为了获得对牙本质良好的黏结,必须除去被污染的牙本质表层,常用的酸蚀法可在一定程度上提高黏结强度,但一些酸蚀剂如磷酸和柠檬酸等处理牙本质表面时,将会改变牙本质胶原的高序结构,使其性质发生变化,从而降低黏结剂对牙本质的黏结强度,所以在预处理牙本质表面时,必须保护牙本质胶原的高序结构,防止变性。10-3溶液不仅不会使牙本质胶原变性,还能够对牙本质胶原起稳定作用,减少胶原纤维网的塌陷程度,含有三价铁离子可能是它保护胶原的主要原因。用该类处理剂时,最好配合使用含4-META的丙酮类底漆以获得高质量的牙本质混合层。

另有学者认为,胶原纤维暴露后处于一个不稳定的状态,对蛋白水解作用十分敏感,为了避免这些无保护的胶原出现潜在问题,他们建议在酸蚀后使用次氯酸钠处理来去除这些胶原。次氯酸钠是一种非特异的蛋白水解剂,它能够溶解牙本质中的有机组织、镁和碳酸盐离子。一些研究评价了次氯酸钠处理对牙本质黏结的效果,发现它能够通过去除表面暴露的胶原纤维、暴露二级侧向和吻合交叉的胶原网络、扩大牙本质小管的开口等作用来改变酸蚀后牙本质表面的最终形态,由此,发生脱矿的胶原密集区的牙本质被转化为一个多孔的胶原变性组织,使得机械固位力得到增加。然而近来有实验证明,用次氯酸钠处理会导致牙本质表面硬度明显下降,甚至可比正常的矿化牙本质硬度低约50%。次氯酸钠处理的牙本质物理性能降低可能是因为对胶原纤维的溶解作用。牙本质与骨的结构相似,完全去除胶原蛋白将使细小的羟磷灰石晶体失去支撑,并且次氯酸钠不仅溶解了胶原纤维,还包括少量的无机成分,这都将最终削弱牙本质的强度。由于次氯酸

钠处理所造成的物理性能的降低并不会在树脂渗透后得到好转,因此会最终降低黏结强度。另外,次氯酸钠氧化反应后残留的自由基还可能对树脂存在阻聚作用,所以该种调节剂是否具有在牙本质黏结中的应用价值还需要进一步的探讨。

乙二胺四乙酸(EDTA)是常用的螯合剂,它可以与许多金属离子形成稳定的螯合物,用该溶液处理牙面时,EDTA 可以与钙离子形成溶于水的螯合物而起到牙面脱钙、清洁的作用。管间牙本质脱钙后中暴露出更多的新鲜胶原纤维,有利于与黏结剂的结合。EDTA 基本呈中性,所以不会刺激牙髓或使牙本质中的有机基质变性。但有文献报道,EDTA 属于温和的处理剂,用其处理牙本质表面后还需要配合使用自酸蚀处理剂以进一步去除污染层。与次氯酸钠存在的问题相同,用 EDTA 也将导致牙本质表面硬度的下降,如何解决这一问题还需要进一步的研究。

2. 牙本质预处理剂

牙本质预处理剂也称底漆或底涂剂,其主要作用是改变亲水性牙本质的表面特性,克服其与疏水性树脂之间的相互排斥,使得黏结剂更易于渗入,同时,底漆还能够参与树脂的固化反应,提供一定的黏结力。底漆的主体成分为含有亲水基团的丙烯酸酯功能单体和溶剂载体,功能单体中的丙烯酸酯基团和亲水基团分别与树脂和牙本质具有亲和力。常用的功能单体种类有 HEMA、4-META、Phenyl-P、N-苯基甘氨酸-甲基丙烯酸缩水甘油酯(N-phenyl glycine and glycidyl methacrylate,NPG-GMA)、联苯二甲基丙烯酸酯(Biphenyl dimethacrylate,BPDM)、二季戊四醇——五丙烯酸磷酸酯 (PENTA)以及其他甲基丙烯酸磷酸酯的衍生物。溶剂载体通常是具有可挥发性的有机溶剂,如丙酮、乙醇等,也有以水作为溶剂者。

(1) 含水型底漆:此类型底漆的优点是:将亲水性单体溶解于水中可以避免处理后牙本质表面脱水所致胶原纤维网的塌陷问题。由于在临床操作过程中黏结面的湿润程度难以准确掌握,因此有研究者主张依照惯例干燥牙面,然后使用含水型底漆,底漆中的水分即可使脱水的胶原纤维重新湿润,保持蓬松的直立状态,有利于亲水性单体向牙本质胶原纤维网深部的渗入。

(2) 有机溶剂型底漆:该类型的底漆将亲水性单体溶解于有机溶剂如乙醇、丙酮中,有机溶剂一方面可以置换牙本质表面过多的水分,另一方面又能够将单体运送至开放的牙本质小管和胶原纤维网的孔隙中,当有机溶剂挥发后,功能性单体可以保存下来进行下一步的聚合反应。目前,相当数量的单瓶型黏结剂都包含了丙酮或乙醇作为亲水载体,丙酮在黏结溶剂中的作用包括以下三个部分:

1) 降低溶剂的黏稠度,提高黏结剂向脱矿牙本质和胶原纤维网的渗透;

2) 降低水的表面张力,作为有效的水驱逐剂;

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

3）增加水的蒸汽压力，加快去除胶原表面的水分留出空间，这部分空间将来会被功能性单体和树脂占据。

由于丙酮或乙醇有较大的挥发性，因此人们开始关注反复开启产品容器是否会因为溶剂从瓶中挥发而对黏结性能造成影响，Cho 等针对这一问题进行了研究，结果发现虽然挥发可能造成溶剂浓度的降低，但并未影响到牙本质与树脂的黏结强度。

3. 牙本质黏结剂

牙本质黏结剂是一种具有流动性的树脂，成分上与牙釉质黏结剂相类似，它能够浸润并渗入经调节剂和预处理剂处理过的牙本质表面，并与之形成有效的黏结。固化类型可以是光固化型或化学固化型。有些厂家如 Prime & Bond NT (Dentsply DeTrey，德国)，One-Step Plus(Bisco，美国)在牙本质黏结剂中加入了无机填料，认为其可以起到“应力中断器”的作用来加强黏结界面的完整性，实验证明这一做法对黏结力的提高是有帮助的。

（三）树脂基水门汀

根据 ISO4049：2000 标准，用于嵌体和高嵌体、贴面、全冠、固定义齿或正畸附件等其他基底材料和修复体黏结的合成树脂类黏结材料被命名为聚合物基黏结材料（polymer-based luting material），习惯称为树脂基水门汀（resin based cement）或复合树脂水门汀（resin composite cement）。

此类黏结材料在有机基质中（Bis-GMA/UDMT）混入了较多的无机填料成分，性能与传统的充填树脂相类似，但流动性更大。根据激发方式的不同，树脂基水门汀可分为自固化、光固化和双固化型。

光固化型树脂基水门汀提供了更多的颜色选择并有便于操作的适当稠度范围，它在光照前具有足够的操作时间，在光照后又能快速的聚合，使得临床的应用非常方便，但由于陶瓷修复体和树脂自身的厚度、颜色、传导率等都会影响光源的强度，所以该类型只能在较薄的硅酸盐基陶瓷修复体中使用。Blackman 等提出，中间隔有瓷层的情况下，距光源 3 毫米以内是树脂比较安全的聚合范围。

双固化型提供了较长的操作时间和可以控制的聚合度，化学引发剂可以保证更充分的聚合，但大多数双固化树脂基水门汀仍然需要光照聚合的操作步骤，否则硬度、颜色稳定性等性能会有明显的降低。

自固化树脂有固定的自发聚合时间，但性能容易受到调和时混入气泡和组分调和比例的影响，并且它的机械强度和抗老化性能也低于其他两类，所以临床上只用于一些透明性差的高强度陶瓷修复体，如氧化锆陶瓷桩核、嵌体等。

填料型树脂基水门汀比不含填料者的黏结性能要好，并且混合填料型的黏结性能又好于微填料型。Hahn 的试验证明，当用高填料的树脂基水门汀代替低填

料者黏结嵌体时，牙本质，树脂界面的微渗漏会显著降低。填料含量的提高还有助于提高耐磨损性能，降低聚合收缩率，并方便去除多余的黏结剂。然而，填料的增加意味着材料流动性和表面润湿性的下降，这不利于修复体的正确就位。因此，临床使用填料含量高、稠度较大的树脂基水门汀时往往需要一些辅助的修复体就位技术。超声代入技术(ultrasonic-insertion)是一种常用的辅助就位技术，它通过超声的高频震荡降低水门汀的稠度以达到理想的固位。

四、光固化装置的选择

树脂类黏结剂的固化程度对材料的性能和生物安全性都有明显的影响。光固化装置的选择直接关系着光固化或双固化树脂基黏结材料的聚合质量。树脂的聚合反应转化率是在聚合过程中单体转变为聚合体的百分比，也称为单体转化率，它可以用单体聚合时碳碳双键(C=C)被消耗的百分比来量度。以 Bis-GMA 为基质的树脂聚合反应转化率为 50%～70%。

树脂开始固化时，黏稠度迅速增加，因单体和聚合体的分子尺寸较大，有活性的丙烯酸酯基团和甲基丙烯酸酯基团在黏稠的树脂中越来越难以移动到反应地点，且自由基存在的时间非常有限，这致使一些反应基团在材料固化后仍保持未反应状态。对于含有相同单体成分的树脂，只要有足够的光照，光固化型和化学固化型的总体聚合反应程度是无明显差别的。树脂的聚合反应转化率除了依赖于基质的组分、引发剂、阻聚剂的含量之外还受光固化装置的操作特征和聚合环境的控制。

光固化装置的操作特征包括光谱输出、光照强度和光照模式等。目前主要有四种类型的光源(图 7－2 至图 7－4)：石英卤钨灯(quartz-tungsten-halogen，QTH)，等离子体弧光灯(plasma arc，PAC)，激光灯(laser)和光发射二极管(light-emitting diode，LED)，其中 QTH 光固化装置仍是目前使用最普遍的。



图 7－2　LED 光固化装置

光固化装置的"软启动"(soft-start)方法涉及四种光照模式："台阶式"(Step-curing)是以一个较低的光强度开始随后立刻转化为高值，这种模式的一个衍生是"脉冲式"(pulse-delay)技术；"斜坡式"(Ramp-curing)是光照密度渐进式增高的方式；"摆动模式"(oscillating)是指光强度在高值和低值间相互交替震荡转换。研究认为，各种软启动光照模式对树脂的 C=C 转化率并无明显的影响。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

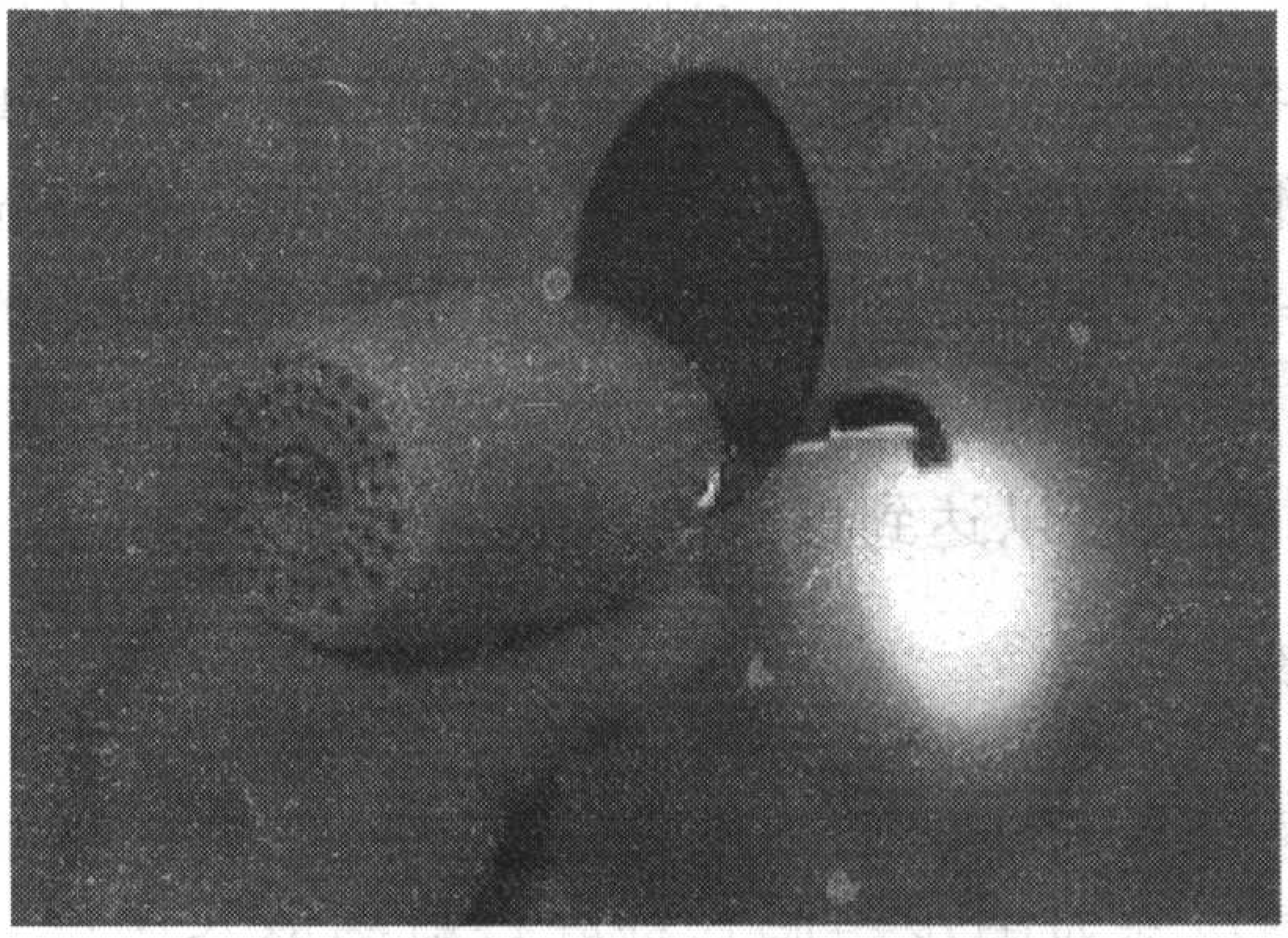



图 7-3 等离子体弧光灯



图 7-4 QTH 光固化装置

20 世纪 80 年代，牙科光固化装置光照的强度多在 200～400 毫瓦/平方厘米之间，利用这些光固化装置能够获得最高 2 毫米的树脂固化深度。20 世纪 90 年代，大多数产品的光照强度值已达到 500～700 毫瓦/平方厘米之间，所以可以少量缩短光照时间。为了得到更快的树脂光固化速度，激光和等离子体弧光灯随之出现，其光照强度往往超过 1 000 毫瓦/平方厘米。20 世纪 90 年代中期，氙弧光灯被用于牙科树脂的快速固化，PAC 设计的初衷是为了用于直接高含量填料树脂修复体的固化，根据厂家的介绍，这种灯可以使高含量填料或深色的树脂在 10 秒内得到固化，使其他普通树脂材料在 5 秒内得到固化，快速的固化有节省椅旁操作时间的优势。高强度的钨氙弧光源与传统的石英卤钨灯相类似，但玻璃管中高温度工作的钨丝由氙气氛围所包裹，它可在电流压力的作用下产生高温高压的电离气体来获得高强度的光源，所以光发射强度又高于传统的 QTH。PAC 系统还过滤掉了部分波长的可见光，使得光谱范围集中在 470 纳米左右，这有利于更好地激发樟脑醌。增加光强度可能获得更高的聚合率、更大的固化深度和缩短光照时间，然而高的光强度值也有可能加速发热峰值而导致光探头的温度激增。高强度的 QTH、氩离子激光灯和 PAC 输出的光强度分别为 900、1 000 和 2 000 毫瓦/平方厘米。Hannig 和 Bott 评价了不同光固化装置在工作过程中灯泡腔的温度，发现在 10 秒时 PAC 灯的温度显著高于传统的可见光固化装置，但最高温度只持续很短的时间，因此对光源本身并无明显损害。20 世纪 90 年代末，一些试验显示低强度光照装置对牙体组织

产生的应力更低，于是学者们开始质疑利用高强度光照装置是否真正对临床有利。

Jung 和 McLean 等指出，传统 QTH 光源固化的树脂不仅在整体硬度和固化深度等方面都优于 PAC，还提供了更好的黏结强度。根据厂家的说明，PAC 光固化装置光照 6 秒即可使树脂获得固化，但实验显示延长光照时间会使树脂的黏结强度进一步增加。从电子显微镜的照片可以看到，用 PAC 固化的树脂在与陶瓷和牙体的黏结界面处显示了比 QTH 更大的裂隙，断裂模式多为陶瓷/树脂之间的黏结界面失败，这一结果证明了 PAC 装置的快速固化可能导致树脂聚合过程中产生较大的收缩，从而破坏了黏结性能。

在近几年，一种新的光固化装置——LED 灯得到快速发展，这类灯的波长分布范围较窄，接近于 470 纳米，光照强度值通常在 300～500 毫瓦/平方厘米的范围内，尽管相对于 QTH 光照强度较低，但 LED 灯小巧轻便、使用更加方便有效。研究发现，树脂水门汀聚合速度的减缓利于材料流动，补偿结固过程中产生的应力，尤其是初始聚合速度的降低还有利于提高修复体的边缘适合性。根据 Watts 的实验，树脂在 LED 光照的初始阶段聚合收缩有一个延迟，而 PAC 光照时则树脂显示了快速的收缩现象。快速收缩可能会对黏结的建立造成影响，相反，较低的初始收缩率则有助于降低树脂黏结界面的应力，增加界面的完整性。

不仅光照强度和光照时间影响着树脂的聚合，整体的能量输出同样影响着树脂的 C=C 转化率，有实验证明，一定厚度的树脂接受固定的光能量时不论光照强度是否相等都可产生同等程度的固化。QTH 光固化装置有着比 PAC 和 LED 光源更高的整体能量输出，因此提供了更高的聚合率。大量研究证实，传统的 QTH 光源在树脂的显微硬度、黏结强度、颜色稳定性等方面均优于使用 PAC 和 LED 者，应优先选择。然而它也存在一些不易克服的缺点，例如，由于灯泡和滤光器退化的因素，随使用时间延长能量输出会逐渐减弱，这限制了有效固化的深度，需要在使用时延长光照时间。

第三节　基牙的黏结

人体牙釉质的厚度在切牙切缘处约为 2.0 毫米，磨牙牙尖处约为 2.5 毫米，并自切缘或牙尖处向牙颈部逐渐变薄为刃状。为了保证瓷层一定的厚度和强度，全瓷修复要求在牙体预备时留出足够的间隙，例如，全冠要求在基牙唇(颊)、舌面及邻面预备出 1.5 毫米的间隙，切(骀)面留有 1.5～2.0 毫米的间隙，颈缘处制备出

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

宽度不小于1.0毫米的肩台等,这往往会暴露出釉质内层的牙本质,因此,大多数全瓷修复均将涉及釉质和本质两种牙体硬组织的黏结。

一、牙釉质的黏结

(一)黏结机制

树脂型黏结剂与牙釉质的黏结机制主要是机械锁合,也称为微机械黏结。通过酸蚀等技术处理的牙釉质表面形成粗糙的多孔隙层,具有一定流动性的树脂黏结剂可以渗入其中,固化后形成树脂突,并与周围余留的釉质互相交混在一起构成树脂化的釉质层,从而获得机械锁合作用。树脂突的根部与树脂层相连接,实现了树脂与牙釉质的黏结,树脂突的直径以根部最大,沿釉柱走形向末梢逐渐变细,在黏结过程中,与釉质形成机械锁合作用的是树脂突根部较粗壮的部分,而末端纤细的部分发挥的作用极小,一般认为有效的树脂突的长度在10~20微米之间。

(二)表面处理

磷酸用于牙釉质的表面处理最早源于1955年,Buonocore受到工业上应用磷酸增进金属器件表面涂料黏结强度的启发,用80%的磷酸处理釉质表面30秒才并使丙烯酸树脂与牙釉质的黏结取得了成功,于是提出可将其应用于牙体修复的设想,但当时因为磷酸的浓度过高而很少实际应用。1969年,65%的磷酸被用于在正畸治疗中处理牙釉质表面来获得塑料托槽直接黏结,这一做法也取得了成功。后来,人们对磷酸蚀刻牙釉质的技术进行了更深入的研究,经过不断改进,磷酸的浓度逐渐定位在30%~40%,酸蚀时间也相应缩减。1991和1992年Gilpatrick与Gwinnett相继报告了经磷酸酸蚀后的釉质表面可与复合树脂形成20兆帕左右的抗剪切黏结强度,能够抵消复合树脂的结固收缩(17~20兆帕),防止修复体边缘产生微裂隙并增强固位,从而使釉质黏结得以广泛应用于临床。目前,磷酸酸蚀技术已经成为牙釉质黏结操作的常规步骤。有学者提出,使用缓和的酸浓度可能会减少对釉质过度酸蚀造成的不良反应。Shinchi等用3%、5%、10%、20%、35%、65%浓度的磷酸对牙釉质进行预处理,发现各组的黏结强度并无显著差异,因此他提倡尽量使用不良反应较小的浓度低于10%的磷酸作为牙釉质的处理剂。然而就使用情况来看,37%仍是当前磷酸酸蚀剂应用最广泛的浓度。

通常认为酸蚀的作用包括以下几部分:

1. 表面清洁

为了获得黏结的成功,牙体硬组织的清洁是很重要的。在口腔环境中,唾液、龈沟液、血液、组织液以及其中溶解的离子都是可能的污染源,它们的存在会严重

降低牙釉质黏结剂或牙本质黏结剂对牙体组织的黏结作用。通过磷酸的酸蚀作用，牙釉质表层的磷灰石生成溶于水的磷酸二氢钙可以很容易地被清洗去除，附在其上的唾液蛋白膜、菌斑、血液及食物残渣等污染物即随之脱落，位于内层的新鲜釉质组织便暴露出来，达到清洁和活化釉质表面的目的。

2. 表面粗糙化

釉质经酸蚀处理后形成的粗糙表面与黏结强度之间有着重要关系，它一方面取决于酸蚀液的成分、浓度及处理时间，另一方面也与被处理的釉质表面局部釉柱的走行方向、钙化程度等因素有着主要关系。

成熟牙釉质重量的95%～97%为无机物，其余的为有机物和水分。釉质中的无机物几乎全部由含钙、磷离子的羟磷灰石晶体和少量的其他磷酸盐晶体组成。进行酸处理时，釉质表面的组织发生脱钙溶解，由于局部组成存在差异，其各部分的溶解性也各不相同，由此便产生特殊的凹凸不平的粗糙结构。通常认为釉柱的溶解主要有三种类型：釉柱中心的溶解、釉柱周围的溶解和无固定形式的溶解。

釉柱在牙体的不同部位排列方向是不同的，在窝沟处，釉柱由釉牙本质界向窝沟底部呈放射状集中，在近牙颈部釉柱排列几乎呈水平状。当酸蚀作用面与釉柱晶体的走向垂直时形态改变最好，将来形成的树脂突也较长，而与釉柱晶体的走向平行时获得的形态较差。Carstensen将酸蚀后牙体各部位的釉质表面形态分为5种：在殆面和颊面中央区域可能出现"釉柱中心先溶解形成的蜂窝状结构"、"柱间质先溶解形成的鹅卵石样结构"或这两种类型的混合；在颈部区域可能出现"点隙、地图样或网格状外观"或"较平整的光滑表面"。

3. 其他

经过酸蚀处理釉质表面的部分羟基和氨基可发生定向排列，使表面表现出极性，这些极性基团能够与树脂中的羟基、羧基等极性基团形成氢键引力或静电引力，达到提高黏结强度的目的。

酸蚀对釉质的清洁和粗化作用还可以增加润湿性和扩大表面积，使树脂更容易附着和渗透。

酸蚀剂涂布时需掌握适当的压力，否则可能会对酸蚀的效果产生影响。通过扫描电镜观察可以发现，经较轻的压力(0.05克)涂布酸蚀剂后，牙釉质面形成的凹凸不平粗糙面特征清晰，以釉柱为中心脱钙的蜂窝状改变明显；使用中等压力(约0.2克)时牙釉质表面显示出蜂窝状开口和凹凸不平的影像，其中部分呈现模糊状，釉柱周围的凹陷较浅、钝、表面不整齐；如果使用重压力(约7.0克以上)，酸蚀的牙釉质表面蜂窝状结构明显被压陷或压闭，釉柱排列不整齐，凹凸不平的影像基本消失。与表面形态的观察结果一致，使用轻压力涂布酸蚀剂获得的黏结强度值是最高的。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、牙本质的黏结

对牙本质的黏结远比釉质要复杂得多,原因如下:

1. 成熟的牙釉质由96%～97%的无机物以及微量的有机物和水组成,而牙本质中无机物的重量仅占70%,水(约占10%)和有机物(约占20%)的含量均高于牙釉质。

2. 从结构来看,牙本质主要由大量牙本质小管和延伸入其中的成牙本质细胞突构成,它受外界的一切机械、化学和温度等刺激都会引起牙髓明显的反应甚至发展为病变。

(一)黏结机制

关于牙本质的黏结机制曾存在"化学结合"、"物理性渗透"、"界面引发和界面聚合"等几种观点,在经历了数十年的努力研究之后,人们对于大多数现代黏结材料与牙本质的黏结机制已经达成了较为一致的认识。

牙本质的表面自由能低于牙釉质组织,未经任何表面预处理的牙本质与树脂的黏结强度远远低于牙釉质黏结的一般水平。限制牙本质黏结的原因有许多,其中最主要的一点是牙本质污染层(smear layer)的存在。污染层在牙体预备的过程中产生,是由机械切割牙本质时产生的切割碎屑(包括牙本质碎屑、微生物、唾液蛋白和牙本质胶原)组成的松散层,厚度为3～15微米,它存在于切割后的全部牙本质表面,并进入牙本质小管中形成污染栓(smear plug)。污染层阻碍黏结剂与牙本质表面的相互作用,妨碍有效的或持久的黏结界面的形成。也有人认为污染层并非只是包裹碎屑的疏松结构层,还包括了黏附在深层牙本质表面的一种无序的牙本质层,能以一种足够稳定的界面状态与黏结剂结合。

应用有效的牙本质表面调节剂能够清除牙本质表面的污染层和牙本质小管口的污染栓,同时造成管间牙本质明显的脱矿。牙本质脱矿后在表面留下一个三维的胶原网络结构,当含有功能单体的树脂渗入并聚合于胶原网络之中后便在牙本质、树脂界面形成一个树脂渗入、增强的牙本质层,既混合层(hybrid layer)。牙本质黏结的现代观念认为,牙本质黏结首要和基本的固位力来自于混合层。

混合层的结构被认为是由树脂相和胶原纤维相两个连续相构成的,树脂不仅能够渗入牙本质小管,而且能够渗入到管间牙本质和管周牙本质之中,后者是产生黏结力的主要来源。在管周牙本质形成的混合层与渗入到牙本质小管中固化的树脂突一起,在消除黏结界面细小的缺隙,减小微渗漏的形成机会等方面发挥着重要的作用。混合层的弹性模量低于树脂,因此,当树脂聚合时它还可以作为一种内在的弹性应力缓冲层,吸收树脂聚合收缩形成的应力,减轻由其带来的不良影响。

不同黏结体系所创建的混合层的厚度可能不同，例如由自酸蚀体系创建的厚度在0.2～2微米之间，而由单瓶型黏结体系创建的厚度在2～7微米之间，但研究表明，混合层的厚度对黏结力的大小并没有直接的影响，其质量对于黏结力的贡献更为突出。Nakabayashi将混合层单独剥离进行酸蚀溶解实验，发现它能抵御盐酸的脱矿作用和次氯酸钠的蛋白降解作用，而没有被树脂完全浸润形成混合层的脱矿牙本质和未经任何处理过的牙本质都无法承受这种作用，因此，他提出混合层可以被理解为是一种牙本质的假性伤口愈合层，高质量的混合层可以像生物组织的防护体系一样具有保护暴露牙本质和内在牙髓的作用。

树脂充分渗入脱矿牙本质的胶原网络是形成混合层的关键，如果黏结剂渗透不充分，混合层中就容易产生降解的裂隙，使水和微生物渗入黏结界面，造成未受到羟基磷灰石和树脂保护的胶原中的多肽降解，从而破坏黏结界面的完整性。以往，"酸蚀—冲洗—吹干"的操作方法几乎成了临床上牙本质和牙釉质黏结的常规步骤，现在则认为：如果在酸蚀、冲洗之后如果完全吹干牙体表面，脱矿牙本质的胶原纤维网往往会因为脱水而塌陷，并且会在管间牙本质及管周牙本质表面形成一层致密的纤维层，此时，黏结树脂只能表浅地进入暴露的牙本质小管中形成较短的树脂突，而很难渗入亲水性的致密纤维层内，所以无法与牙本质紧密接触和获得高强度的黏结。根据以上认识，人们提出了牙本质湿黏结理论，并以此为理论基础相继开发出第四代、第五代和第六代黏结体系，该理论的主要机制是在涂布黏结剂之前应该使牙本质表面保持有一定程度的湿润性，水分子具有极化氢键结合特性，极易占领三维胶原网络周围的空间而使邻近的胶原纤维不能相互靠近，被酸蚀的胶原层呈现出细小的孔隙结构，水分的表面张力作用能够防止表面暴露的胶原纤维网塌陷，使胶原纤维维持立体网状结构，从而为树脂充分的渗透和结合创造有利的前提条件。

（二）表面处理

牙本质的黏结过程包括如下三个主要部分：① 用调节剂去除或修饰牙本质表面污染层。② 预处理剂对牙本质表面改性，使其克服对疏水性黏结树脂的排斥作用。③ 黏结树脂与处理后的牙本质形成有效的黏结。其中前两个部分是对牙本质表面的处理过程，也是为黏结树脂能更好地附着渗透牙本质形成混合层所做的准备工作。

1. 牙本质调节剂对污染层的去除或修饰

要形成有效的牙本质黏结和获得良好封闭作用，必须将污染层去除或进行某种形式的修饰或改性，牙本质调节剂就是专门为这一目的设计的。磷酸、10-3溶液、10%的马来酸、EDTA等溶液都可以作为牙本质调节剂，各种溶液的作用机制已经在本章第二节中有详细的论述。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

2. 底漆的使用

底漆在牙本质黏结过程中是一个至关重要的环节，其作用是改变牙本质表面的化学特性，克服亲水性牙本质与疏水性树脂之间的相互排斥性。底漆与带有双功能基团的化学耦联剂在本质上是相似的，它的主体成分是含有亲水基团的丙烯酸酯功能单体：功能性单体的丙烯酸酯基团与树脂具有亲和力，亲水基团（反应基团）如氨基、羟基以及磷酸酯基团等与牙本质具有亲和力。

由于底漆具有亲水性，涂布之后它能很容易地与胶原纤维网中的水分混溶，包含的功能性单体便渗入胶原网络中，吹干牙面以后，底漆中的挥发性溶剂载体带着水分挥发，胶原纤维网便与余留下来的单体结合在一起并保持蓬松状态。这时的胶原纤维网已经得到了底漆的改性，表面的性质发生显著的变化，由原来的亲水性转变为具有亲脂性，与黏结树脂的互溶性增强，因而黏结树脂也容易渗入与之形成紧密的接触，消除了树脂、牙本质之间的界面，大大地提高了黏结强度。

三、牙体黏结技术的进展

上文曾经提到，对牙釉质和牙本质进行同时黏结操作，将牙体黏结的多个步骤合并为几个甚至一个步骤是黏结剂产品发展的一个方向。第四代黏结产品已经可以对牙本质或牙釉质进行同时黏结，成为“通用型黏结剂”，但仍需要三步操作。

单瓶型黏结系统在第四代产品后首先出现，它将底漆和黏结性树脂混合成为一个组分，减少了操作步骤，因此可以在一定程度上节约椅旁时间和降低技术敏感性。

脱矿牙本质中暴露的胶原纤维网络的状态对黏结的操作步骤具有较高的技术敏感性，牙本质经过调节剂处理脱矿后，水分占据了胶原纤维周围原来属于矿物质的空间，并使整个胶原网络维持一个膨胀的状态。如果牙本质被吹干，水分从孔隙中挥发，造成胶原的塌陷，树脂则无法渗透获得黏结。相反，如果牙本质表面湿度过大，过多的水分又会造成树脂渗透相的终断或存在于树脂/牙本质界面之间，导致树脂渗透入脱矿牙本质的程度不完全，遗留一个黏结较弱的胶原密集带，同样会降低黏结强度。这就对掌握牙本质表面湿润的程度提出严格的要求，然而，目前关于湿黏结的湿度应为多少尚无可定量的标准，临床也没有客观的评价依据。为了克服这些缺点，有的厂家推出了“自酸蚀”黏结体系，该体系可以同时调节和预处理牙釉质和牙本质，省略了独立的酸蚀步骤，不需要冲洗或吹干，既避免了牙本质表面干燥导致的胶原网络的塌陷，又可防止水分过多对黏结造成的影响。自酸蚀体系的主要原理是将酸性功能成分（通常为磷酸酯或羧酸酯基团）与底漆混合为一体，自酸蚀底漆中的酸性单体的种类和浓度变化对酸度影响很

大，根据酸性和溶解或穿透牙本质污染层的不同能力，可以将其分为缓和型(mild)、中间型(moderate)和侵蚀型(aggressive)。有学者认为缓和型的自酸蚀底漆酸性成分的作用温和，可能不足以对污染层及其下层的牙本质脱矿，以至无法获得充分的树脂渗透和形成混合层，非缓和型的自酸蚀底漆对提高黏结强度的效果较好。Ahmed 发现，延长酸度较高的自酸蚀底漆如 Bistite II DC(pH＝1.8)和 M-Bond(pH＝1.6)的作用时间能够增加黏结强度，而缓和型底漆如 Panavia F (pH＝3.0)即使作用时间延长也无法获得这一效果。

单瓶型黏结体系和自酸蚀黏结体系都属于第五代黏结产品，第六代黏结产品进一步对其操作步骤加以简化，仅需一步处理即可完成釉质和本质的黏结过程，成为一个全新的黏结概念。多合一黏结剂如 Prompt L-Pop(ESPE，Germany)等已经有报道可以和全酸蚀多步黏结体系的黏结强度相媲美。Frankenberger 在实验中发现，当与复合树脂黏结时，涂布两层 Prompt L-Pop 的黏结强度高过只涂布一层，与 Prime & bond NT(第五代黏结体系)的黏结效果无明显差异。他还发现，Prompt L-Pop 加入石英填料时黏结强度会有所提高；对 Prompt L-Pop 额外应用黏结性树脂的黏结强度并无明显变化，如果将 Prompt L-Pop 作为第四代黏结体系的底漆时反而会使黏结强度降低。

四、激光对牙体的表面处理

20 世纪 60 年代，Goldman 和 Stem 研究了激光对牙体的影响，20 世纪 70 年代，关于钕：钇铝石榴石(Nd：YAG)和 CO_2 激光的基础研究也随即开始。这些研究认为，激光不可避免地会造成牙髓的损坏和造成釉质裂纹的形成，这限制了它的应用。

1974 年 Stem 回顾相关文献后推断，激光技术如果能解决热相关的牙体结构损害和组织损伤问题就能较好地应用于牙科临床，从那时起，人们开始热衷于开发新类型的激光。

今天已经有超过 10 种类型的激光用于牙科研究，通常较短波长的激光容易被有色组织吸收，较长波长的激光则容易与水和羟磷灰石相互作用。激光与牙体组织的作用机制根据波长、脉冲持续时间和重复频率、能量参数、光柱强度、吸收和反射等参数有各自不同的特征。激光辐照牙体表面可具有干燥、熔化、形成弹坑样改变、开裂、粗化等效果，具体改变与激光的类型有很大关系。

虽然当前激光技术在龋病的治疗方面取得了一定的进展，但关于其是否能提高牙釉质或牙本质黏结强度的认识尚不统一。

铒：钇铝石榴石(Er：YAG)激光能够被水和羟磷灰石很好吸收，它可以有效地作用牙体硬组织和龋坏组织，是一种在牙科应用较广泛的类型。Senawongse

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

等证明，釉质经过每 15 赫兹 200 毫焦耳/15 赫兹的 Er：YAG 激光处理后形成清洁、粗糙的表面形态，黏结力也相应增强。Liberman 等证明激光与酸蚀对牙釉质处理后的黏结效果近似，他认为激光创造的泡沫样釉质层可使黏结面积大大增加并创造了足够的微机械附着的区域。Goodman 和 Gwinnet 对比了激光蚀刻与酸蚀牙釉质表面的形态后认为，前者虽然形成裂纹、凸点、凹坑样等形态，但缺乏有效的树脂渗透的多孔性结构。Ariyaratnam 也发现，用 Nd：YAG 激光蚀刻不同于酸蚀牙釉质形成的表面形态类型，尽管激光能够创造粗糙的表面，但不如传统的酸蚀有效，他推测 Nd：YAG 激光不能用于酸蚀的替代技术。有些文献报道激光辐照产生的热效应可能会导致最终处理牙釉质表面的熔融或釉化，这可能会妨碍随后的黏结。

在一些实验中，CO_2激光、准分子激光，Nd：YAG 和氩激光等相继被提出用于处理牙本质表面可以增加树脂的黏结强度，许多厂家也宣称激光能够作为酸蚀或其他牙本质调节的替代手段。受到在羟磷灰石基体中截流水分蒸发的影响，激光是一个连续的气化和小型爆炸的过程，牙本质获得表面粗化的程度与激光的类型有关。有文献报道，激光定位熔融能够在牙本质表面形成预测到的蘑菇样形状和倒凹结构，因而可以获得粗糙的微观结构。然而也有学者认为，激光辐照后牙本质内层因为出现结构缺陷或热变性层而导致机械强度降低，会损害牙本质、树脂的黏结强度。Fujitani 等再次评价了 Er：YAG 和 CO_2激光对牙本质、树脂黏结强度的影响，发现用这两种激光处理过的牙本质形成了细小的裂隙和鱼鳞状的层状结构，并且牙本质表层的胶原纤维发生了明显变性。他们还发现，通过使用磷酸或次氯酸钠去除这些存在缺陷的结构或变性层能够对降低的黏结强度有所逆转。Yazici 等用 XeCl 激光对牙本质和牙釉质进行处理，并将其与磷酸酸蚀的效果相对比，结果显示激光处理组存在明显的微渗漏，而酸蚀组的微渗漏情况则相对较好。

从整体来看，多数研究都趋向于认为激光蚀刻对牙体组织的黏结强度弱于或至少并不优于酸蚀的效果，考虑到激光技术存在的潜在危害并需要额外增加特殊设备，因而并不提倡使用。

五、暂时黏固对牙体黏结的影响

贴面、全冠、固定义齿等全瓷修复的过程中往往需要在基牙预备后进行暂时修复，暂时修复的目的主要是：① 满足患者全瓷修复前过渡时期的美观需要。② 保护暴露的牙本质，防止细菌的侵入和避免出现牙髓激惹症状。③ 保持修复体的间隙，防止基牙、邻牙、软组织发生移位。

暂时修复体的固位同样依赖黏结作用，由于用于暂时修复的黏结材料遗留的

残渣可能对牙本质表面调节的质量、修复体的准确就位和最终黏结的质量存在一定的损害，所以应该严格挑选影响小的种类，并在修复体最终黏固前对牙体表面进行清洁操作。

含有丁香油酚的氧化锌水门汀密合性好，对牙髓具有安抚作用，能保护牙髓免受热、电流和化学的刺激，还具有一定的抑菌作用，是临床上较为常用的暂时黏结剂类型。然而，在全瓷修复前应尽量避免使用该种材料。这是因为树脂基黏结剂的聚合是由原子团诱导、化学引发或由光引发的，而丁香油酚分子含有的羟基会抑制原子团的活性，从而影响树脂正常的聚合反应。

牙本质脱敏剂结合树脂基水门汀曾被普遍用于暂时黏固，但事实证明这种做法对最终黏结同样有损害。Aykent 等将使用过聚氨基甲酸乙酯氰基丙烯酸酯(polyurethane cyanoacrylate，一种牙本质脱敏剂)＋光固化树脂基水门汀和无丁香油酚的氧化锌水门汀进行暂时黏结的基牙与树脂进行最终黏结，通过扫描电子显微镜的观察发现，前者尽管在牙体、树脂黏结界面形成无间断的混合层，但并没有明显的树脂突渗入釉质，而后者则形成长大的树脂突，同釉质形成连续的黏结界面，与未使用暂时黏结剂的对照组之间无明显的差别。可见，利用无丁香油酚的氧化锌黏结剂暂时黏固贴面是一种较安全的技术。该类暂时黏结剂在去除时容易在牙体表面遗留残渣，需要用不含氟化物和油的浮石粉彻底清除。

第四节　陶瓷的黏结

前文中已经论述，强大耐久的树脂黏结可以为陶瓷提供充足的固位力，增加边缘封闭性和阻止微渗漏，还能够提高基牙和修复体的整体抗折强度，对全瓷修复的临床成功有着重要的意义。然而在实际的应用过程中，尚不完善的黏结技术成为继陶瓷脆性问题后制约其发展的又一瓶颈。

全瓷修复体的黏结分别取决于树脂与牙体、陶瓷黏结两个方面，尽管二者同样重要，但目前树脂与牙体间的黏结强度基本可以满足临床需要，而陶瓷、树脂之间的黏结则仍是相对薄弱的环节。Chang 等在评价树脂与 Dicor 瓷及牙釉质的黏结强度实验中发现，76.78%的试件断裂出现于陶瓷、树脂之间，没有从牙体、树脂界面断开者。另一个类似的实验结果显示，65%的黏结破坏类型为陶瓷、树脂界面破坏，31%为牙体组织的内聚破坏。可见，提高陶瓷、树脂的黏结强度是确保全瓷修复成功亟需解决的问题。

陶瓷的黏结主要依靠与树脂间的物理机械嵌合作用和化学黏结作用，目前用

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

于提高陶瓷黏结性能的表面处理技术如酸蚀、喷砂、打磨、硅烷化等都是直接或间接通过这一机制来达到目的的。

传统的硅酸盐基陶瓷只要按照特定的程序操作即可获得较好的黏结效果，而一些高强度陶瓷，如氧化铝基陶瓷和氧化锆基陶瓷等，与硅酸盐基陶瓷在化学构成上有很大不同，这就需要用其他的黏结技术来提高该类陶瓷的黏结性能。

一、表面处理

1. 表面清洁

清洁的陶瓷表面有利于去除有机、无机污染物或水的干扰，降低表面张力，提高表面活性，是形成良好黏结的前提条件。

一次性无菌手套是口腔临床操作必不可少的用品，然而手套表面的滑石粉对于牙体或陶瓷的黏结来说却是一个极大的损害，临床操作过程中沾染的唾液、血液以及修复体因长期使用而附着在其表面和破损裂隙中的菌斑等污染物也会严重降低陶瓷与树脂的黏结强度。另外，全瓷修复体在黏结或修补前往往需要进行表面粗化处理，这也将在黏结面遗留大量的碎片，例如氢氟酸酸蚀可遗留产物氟化硅，喷砂可造成氧化铝砂砾嵌在陶瓷表面等。常规的椅旁清洁步骤如喷水或用压缩空气并不能去掉附着较紧的反应碎片、有机残渣以及沉淀在陶瓷表面的微粒，这些污染物会妨碍树脂渗入陶瓷表面的微孔隙中，势必造成黏结力的降低和影响黏结的耐久性。

磷酸或丙酮曾被建议作为附加的步骤来清洁陶瓷表面，但其并不能改善黏结性能，而且丙酮挥发后还会遗留一薄层有机薄膜。超声清洗或压力蒸汽清洁的方式由于具有方便有效的优点而经常被用来作为陶瓷的清洁方式，此两者可以被设计用来去掉松散的附着物和沉淀物。喷砂不能去除唾液的污染，但对手套滑石粉的污染则有较好的清洁效果。

火焰法清洁方式是近几年才出现的，这种方法通过火焰燃烧掉陶瓷表面的蛋白膜、菌斑等附着牢固的有机物成分，还可以去除反应残留物及其他污染物，并能够使陶瓷表面彻底干燥。有研究者对比了火焰法清洁和压力蒸汽法清洁对 IPS-Empress 陶瓷与树脂黏结强度的影响，结果发现单独使用前者可获得高于后者 52％的黏结强度。临床上，如果在简单的喷水冲洗之后使用火焰法清洁则可以使陶瓷的润湿性获得显著改善，活化的表面将更有利于黏结性能的提高。

2. 表面粗化处理

通过表面粗化提高黏结强度的主要原理包括：扩大黏结作用面积，创造陶瓷表面微孔结构，与渗入的树脂相互嵌合形成机械锁结等。根据 Wenzel 模型，陶瓷表面的粗化还能活化表面，提高表面自由能，增强润湿性，有利于树脂更好地附着

和浸润。

目前已有的表面粗化方法包括：氧化铝喷砂、打磨（金刚砂车针，碳化硅砂纸）、酸蚀、激光辐照等一种或几种方式的组合。

利用手工或机械打磨的方式对陶瓷进行粗化处理效率低下，打磨的程度不易掌握，且形成的微观形态并不理想，同时它又可能导致陶瓷内部微裂形成或裂纹扩展的危险，因此不推荐使用。通过扫描电镜发现，车针打磨可产生“车辙样”表面（图 7－5），形成的沟槽狭窄而难以提供对于树脂有效的微机械固位形。

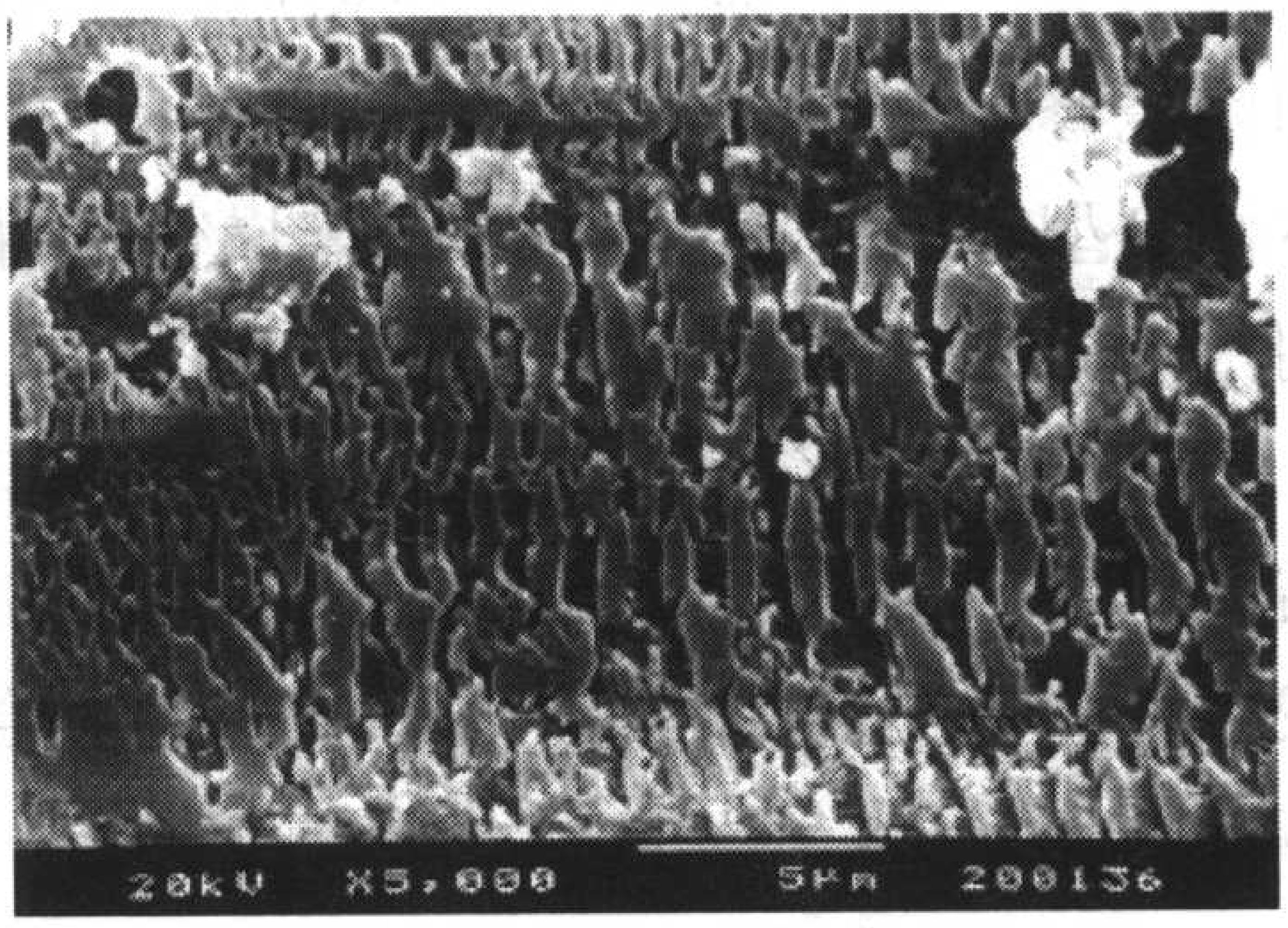


图 7－5 车针打磨形成的“车辙样”微观形态

（引自：Saracoglu A，Cura C，Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil，2004，31(8)：790－797.）

喷砂（颗粒气体磨蚀）使用的材料可以是氧化铝或玻璃珠，玻璃珠喷砂一般用于金属铸造体，由于其硬度较氧化铝低，故不易使陶瓷表面粗糙。氧化铝喷砂可以有效地粗化陶瓷表面，其颗粒的直径通常选择为 50 微米或 110 微米，更高尺寸的颗粒尽管能获得更为粗化的表面结构，但并不能使黏结强度获得进一步提高。例如，LU YC 等在实验中发现，150 微米的氧化铝喷砂后陶瓷的黏结强度反而低于使用 50 微米者。喷砂的压强和时间也不宜过大过长，否则过量的喷砂也将导致碎片的形成和大量陶瓷成分的丢失，对修复体的黏结边缘封闭性和适合性都是有害的。

酸蚀是目前处理硅酸盐基陶瓷最常用的粗化方法之一，对陶瓷的化学酸蚀最早报道于 1983 年，从那时起，磷酸、硫酸、硝酸和氢氟氨酸都被尝试用于陶瓷的酸蚀处理。氢氟酸是目前普遍接受的一种陶瓷酸蚀剂，它能够选择性地溶解陶瓷中的玻璃基体并暴露出晶体结构，从而获得良好的表面质地和粗化效果。陶瓷中白榴石（leucite）晶体的数量直径和分布影响着微孔结构的形成，一些低融瓷和玻璃瓷中仅包含少量的白榴石晶体，这可能会降低氢氟酸酸蚀的效果。

氢氟酸作用硅酸盐基陶瓷的主要化学反应式：$6H_2F_2 + 2SiO_2 \rightarrow 2H_2SiF_6 + 4H_2O$

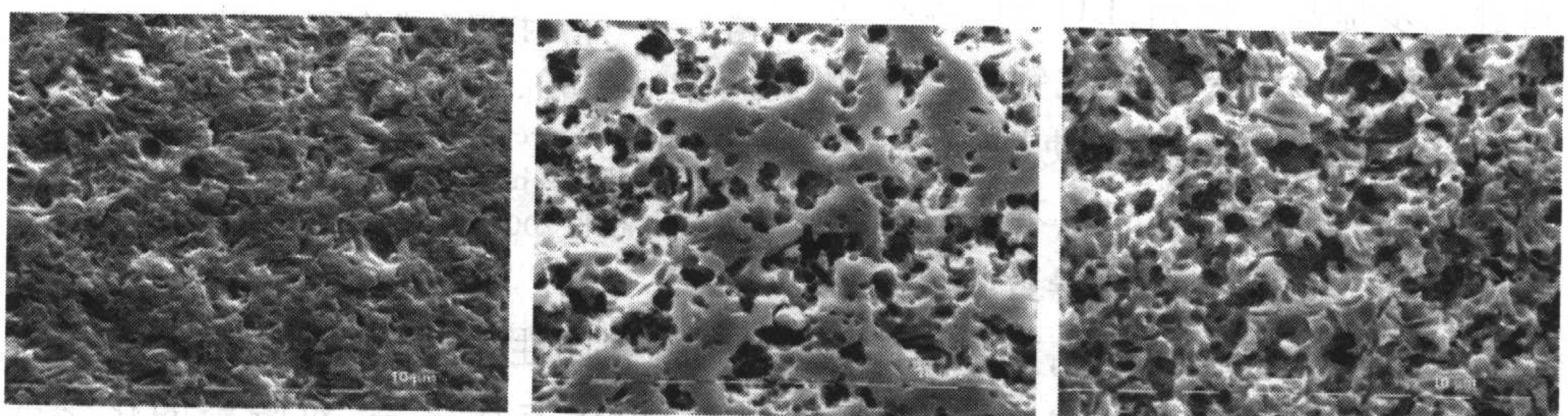
氢氟酸溶液的浓度通常以 2.5%～10% 为宜，应用时间应在 2～3 分钟之间。在这一范围内，提高氢氟酸的浓度和延长酸蚀时间可以形成更大更深的微孔形态，黏结强度会相应增加。Saraçoğlu A 评价了多种表面处理方式对 IPS Empress 黏结强度的影响后发现，在 4.9% 和 9.5% 的氢氟酸分别作用 10、20、40 秒的处理

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

组中以 9.5%酸蚀 40 秒的微观形态最佳，黏结强度也最高，而用 40%的磷酸作用 40 秒并没有任何的陶瓷形态改变。Calamia 等比较了 5.0%、7.5%和 10.0%浓度的氢氟酸对全瓷体系酸蚀 2.5～20.0 分钟作用时间的效果，结果得出所有浓度组都以 2.5 分钟酸蚀时间的黏结强度最高。可见，过度的酸蚀同样会损害有效的黏结，原因可能是造成陶瓷成分过多的丧失或在表面形成松散的薄弱结构。

利用氢氟酸处理陶瓷也存在一些不利因素：Szep 等发现，氢氟酸可能在牙体结构上遗留无定形氟沉淀，这将会影响牙齿抗龋的能力，并降低黏结强度。另外，氢氟酸是一种有强烈腐蚀性和毒性的强酸，同时又具有挥发性，这使得其用于口内陶瓷修复体的修补时对患者存在潜在的灼伤危险。市场上的氢氟酸酸蚀剂有溶液剂型和凝胶剂型，对于临床操作来讲，凝胶剂型流动性小，便于限定和控制作用范围，使操作更加方便安全。

单独喷砂对提高陶瓷的黏结来说是不足的，50 微米的氧化铝喷砂所得到的黏结强度仅与 4.9%的氢氟酸酸蚀 10 秒相似。有大量文献报道，氧化铝喷砂与氢氟酸酸蚀具有交互作用(图 7－6)，两者组合应用可以比二者单独应用获得更高的黏结强度。



A 50微米氧化铝喷砂　　B 10%氢氟酸酸蚀2分钟　　C 50微米氧化铝喷砂＋10%氢氟酸酸蚀2分钟

图 7－6　三种表面处理中，以 C 的粗化形态最好，明显优于单独喷砂或酸蚀

(引自：Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dent Mater, 2002, 18(2): 179－188.)

近年来国内有学者将激光法应用于陶瓷的表面处理，利用激光的瞬间高温高压效应，辐射后可使陶瓷表面局部溶解和气化，在起到清洁和干燥作用的同时获得表面均匀一致的点状倒凹结构。激光法处理定位准确，口内操作简便，可以作为陶瓷表面粗化的另一选择，但此法无疑需要额外购置特殊设备，具有一定的局限性。

3. 化学耦联

硅烷作为耦联剂、无机填料的表面处理剂或触媒已在工业上广泛使用，它在

牙科领域最先是被用作复合树脂中无机填料的表面处理剂，近年来逐步扩大了在牙科领域的使用范围，可以作为陶瓷黏结系统的表面处理剂。对预处理的陶瓷表面使用硅烷耦联剂能够提供化学共价键和氢键的黏结作用，这对于硅酸盐陶瓷获得足够的树脂黏结是至关重要的。硅烷耦联剂提高黏结强度的机制主要是媒介化学键的形成：硅烷是一种双性功能分子，在树脂的聚合过程中，硅烷与树脂基质中的甲基丙烯酸酯基团产生聚合反应，同时陶瓷表面的硅羟基基团(Si-OH)与硅烷耦联剂水解形成的 Si-OH 之间产生缩合反应，形成 Si-O-Si 键和副产物水。硅烷还可以通过润湿陶瓷表面和促使树脂更深的更完全地穿透陶瓷表面地微孔辅助提高黏结强度。

硅烷耦联剂于陶瓷表面形成的界面包括三层结构：外层由少量物理吸附的低聚体构成，该层可在室温下被水或有机溶剂洗掉；中间层包含了同样的低聚体，并在内部形成少数硅氧键，该层可被热水水解；内层呈规则的网状结构，该层对水解稳定，是提高黏结强度的最关键结构。鉴于外两层结构附着松散，应该用热水(80℃以上)冲洗去除，否则将影响黏结。

一些硅烷耦联剂产品还添加有羧酸、功能性黏结单体 MDP 等弱酸性物质，它们的催化有助于激活和加速硅氧键的形成。

硅烷耦联剂可以被分为三类：未水解单液型(unhydrolyzed single-liquid)，预水解单液型(prehydrolyzed single-liquid)和两或三液型(2- or 3-liquid)硅烷前体。单液型产品的保存时间较短，并且对快速的溶剂挥发和水解敏感，使得产品容易失效。正常情况下，硅烷耦联剂是清澈的溶液，如果一旦出现乳状外观就意味着已经失效。许多陶瓷黏结系统需要在应用黏结剂和树脂水门汀前有单独的硅烷处理步骤。有些厂家例如 Clearfil Porcelain Bond Activator(Kuraray，日本)和 Clear SE Bond(Kuraray，日本)等，在黏结系统中加入了硅烷耦联分子，省略了单独对陶瓷进行硅烷化处理步骤。

4. 硅涂层

一些高强度的陶瓷如氧化铝或氧化锆基陶瓷等在化学构成上与硅酸盐类陶瓷有很大的不同，由于缺乏 Si-OH 基团等硅烷耦联剂的有效结合成分，该类陶瓷通常需要在硅烷化处理前先利用硅涂层(silica coating)进行表面改性以获得良好的化学结合力。改性的目的是为了增加陶瓷表面的 Si-OH 基团含量从而使硅烷耦联剂的功效得以发挥，所以，对陶瓷的硅涂层表面改性并不能直接提高与树脂的黏结强度。

用于硅涂层的方法主要有摩擦化学法(tribochemically)和热解法(pyrolytically)，主要商品体系和原理分别如下。

Silicoater Classical 系统(Heraeus，德国)：1984 年提出，当时主要将其用于建

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

立树脂和牙科合金之间分子的黏结作用。其原理是通过形成一个包含 SiO_x 的中间层来允许硅烷耦联作用的发挥。该技术使用时先以空气磨蚀，随后在特殊装置中通过火焰法加热 SiO_x，将其裂解为 SiO_2 沉积在物体表面。

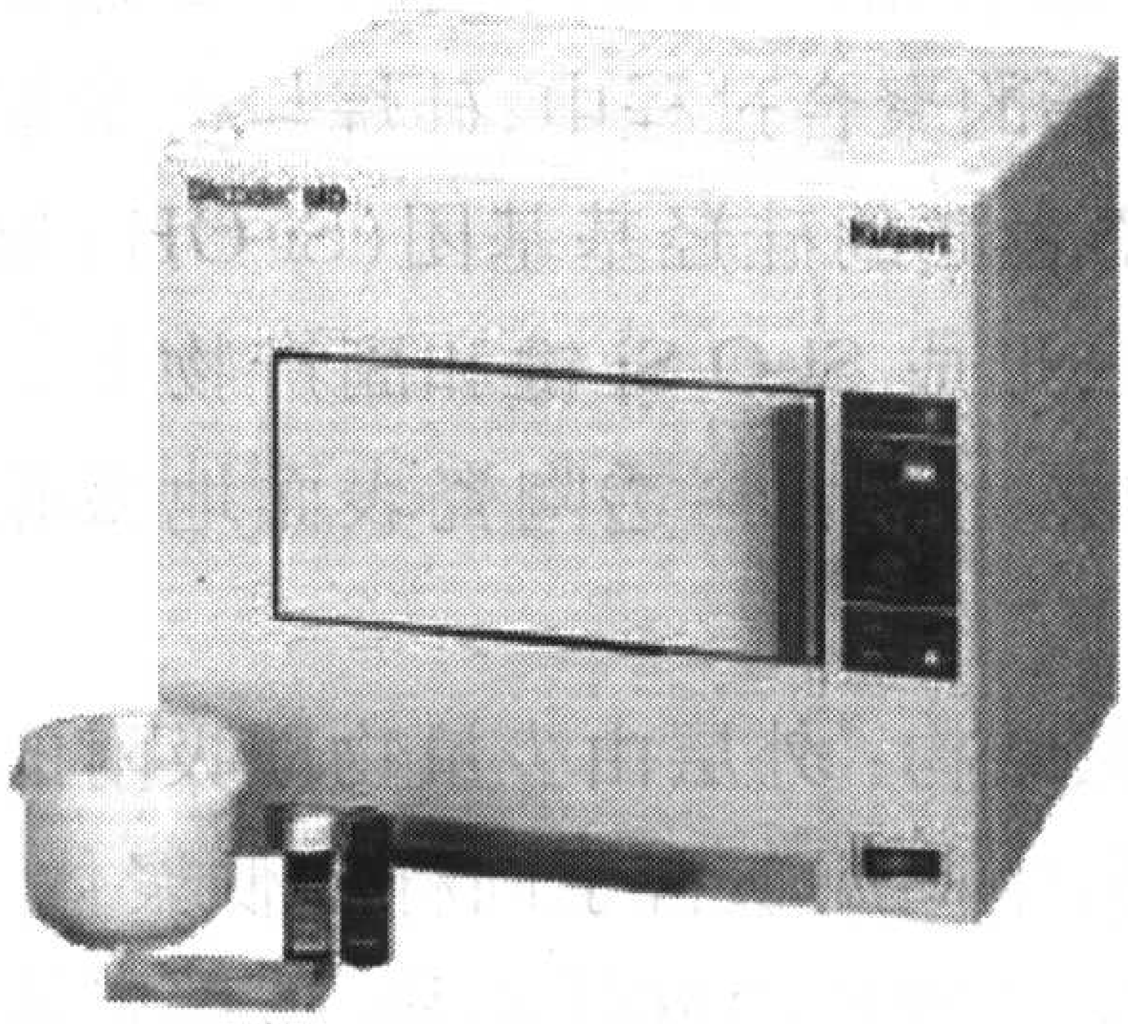


图 7－7　德国 Silicoter MD 系统

Silicoter MD 系统（Heraeus，德国，图 7－7）：该系统是由 Silicoater Classical 系统衍生而来的，二者的基本原理也大致相同，但操作方法有所差别。它在使用时先在干燥清洁的金属或陶瓷的表面涂布一层含有 SiO_x 的液剂，然后放入 Silicoater MD 加热装置中，并控制在较高的温度下进行热处理，通过焙烧得到结合牢固的硅涂层。它相对于 Silicoater Classical 的优势在于能够避免后者火焰调节时人为因素造成的影响。

Rocatec 系统（3M ESPE，美国，图 7－8）：先用 110 微米的氧化铝砂砾（Rocatec-Pre）对陶瓷表面进行喷砂处理，随后以特制的 Rocatec-Plus 颗粒二次喷砂，Rocatec-Plus 颗粒理论上以 200 米/秒的速度飞行，撞击到处理的合金或陶瓷表面时可将局部加热到 1 000℃以上，加之空气磨蚀的压力使得氧化硅镶嵌于粗化的表面。这一系统的优点在于涂层的范围和形成过程在直视下进行，因而操作更加精确，另外，该方法还可以避免修复体的整体受热及其带来的不良影响。近来还有学者对 Rocatec 系统和 Silicoater MD 系统进行了比较，认为利用前者提高陶瓷黏结强度的效果较好，并且获得的黏结对人工老化更稳定。



图 7－8　美国 Rocatec 系统

PyrosilPen 技术（Sura Instruments，德国，图 7－9）也属于热喷涂技术的一种，它相对于前几种硅涂层方法在设备和操作上都简便了许多。所谓“PyrosilPen”是一个可以手持的小型火焰喷枪，它包含了丁烷气和四乙氧基硅烷的混合物，当丁

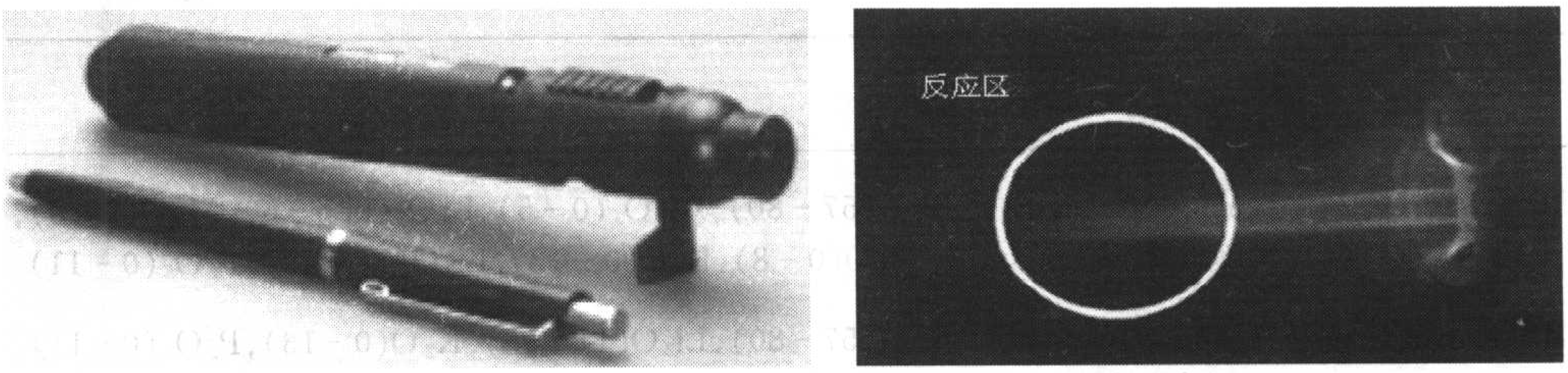


图 7-9　德国 PyrosilPen 技术

烷气在氧气中燃烧后，产生的火焰将四乙氧基硅烷热解为 SiOx-C 片段，这些片断在火焰的喷射作用下覆盖在陶瓷表面形成厚度小于 0.1 微米的硅涂层，该层具有玻璃样性质，依靠范德华力与陶瓷表面结合(图 7-10)。

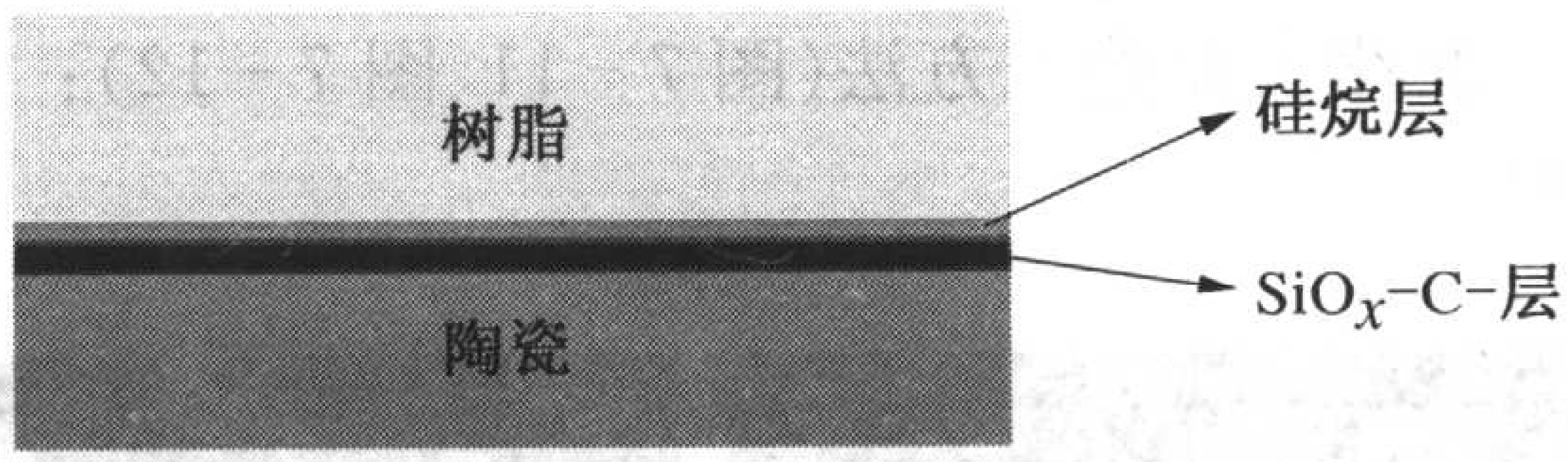


图 7-10　德国 PyrosilPen 技术作用原理

总的来说，以上几种硅涂层技术都存在设备、耗材价格昂贵，技术要求高，操作繁琐等缺点，这也限制了它们的广泛使用，新的更加简便廉价的硅涂层系统仍有待开发。

二、各类陶瓷的黏结

牙科全瓷体系根据主要化学成分的不同可以分为硅酸盐基陶瓷、氧化铝基陶瓷和氧化锆基陶瓷等几个种类。每种陶瓷都有着自己的特点，也有不同的适用范围，成分和结构上的差异使其黏结技术有着较大区别。

1. 硅酸盐基陶瓷

此类的一些产品及主要成分见表 7-3。

表 7-3　代表产品及主要成分

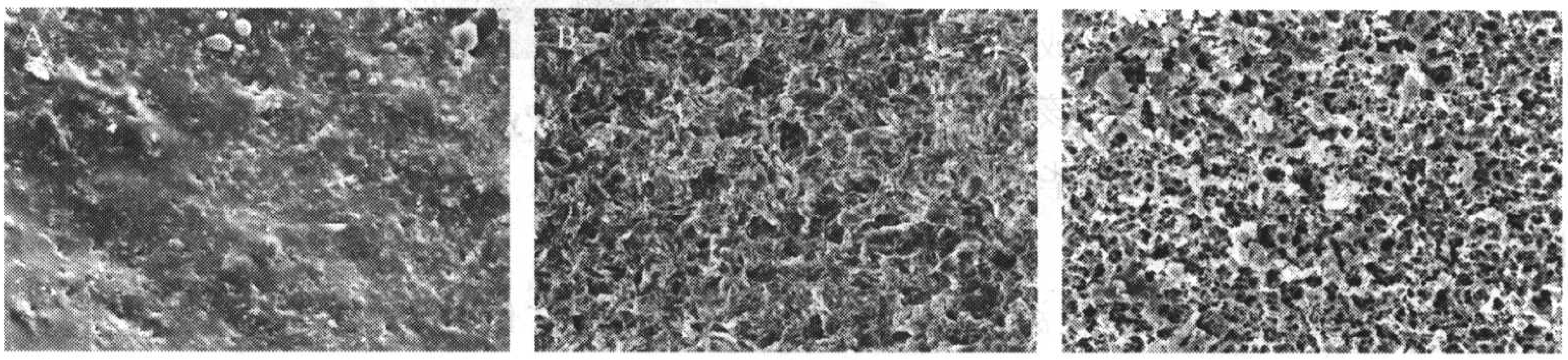
商品名	厂家	主要成分(质量分数%)
Dicor	Dentsply、Corning，德国	SiO_2(61)，MgO(19)，K_2O(9)，少量 MgF_2、Al_2O_3和 ZrO_2
Cerapearl	Kyocera，日本	CaO(44.6)，SiO_2(34)，P_2O_5(16.2)，MgO(4.6)
IPS-Empress	Ivoclar Vivadent，列支敦士登	SiO_2(63)，Al_2O_3(17.7)，K_2O(11.2)，Na_2O(4.6)，CeO_2(1.6)，B_2O_3、CaO、BaO、TiO_2<1

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

续 表

商品名	厂 家	主要成分(质量分数%)
IPS-Empress 2	Ivoclar Vivadent, 列支敦士登	SiO_2(57－80), Al_2O_3(0－5), LaO_3(0.1－6), MgO(0－5), ZnO(0－8), K_2O(0－13), Li_2O(11－19), P_2O_5(0－11)
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, 列支敦士登	SiO_2(57－80), Li_2O(11－19), K_2O(0－13), P_2O_5(0－11), ZrO_2(0－8), ZnO(0－8), 其他氧化物(0－12)

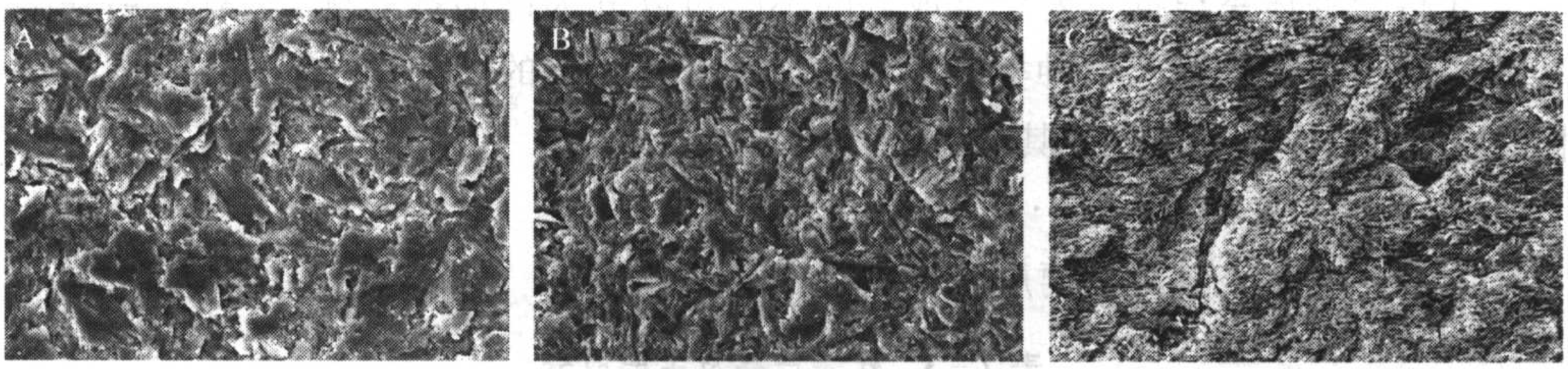
推荐表面处理方法(图 7－11、图 7－12)：氧化铝喷砂＋氢氟酸酸蚀＋硅烷耦联剂。



抛光　　50微米氧化铝喷砂5秒　　10%的氢氟酸酸蚀1分钟

图 7－11　IPS Empress 陶瓷的 SEM 表面形态(×2 000)

(引自：Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent, 2003, 89(5): 479－488.)



抛光　　50微米氧化铝喷砂5秒　　10%的氢氟酸酸蚀1分钟

图 7－12　IPS Empress 2 陶瓷的 SEM 表面形态(×2 000)

(引自：Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent, 2003, 89(5): 479－488.)

硅酸盐基陶瓷主要包括长石瓷、精细二氧化硅陶瓷和玻璃陶瓷，这类陶瓷的极佳的美学性能使得它们常被作为贴面或嵌体的首选材料，尽管存在内在的脆性和有限的抗弯强度，但最终的树脂黏固可以弥补这些缺陷。白榴石加强长石瓷(Leucit-reinforced glass ceramic，如 IPS-Empress)有较高的抗折强度，如果恰当使用黏结技术的话也可用于前牙或后牙的全冠制作。锂渗透玻璃陶瓷(Lithium-

dislicate glass ceramic，如 IPS-Empress 2)以二硅酸锂玻璃陶瓷做基底再进行表面玻璃渗透，实现了更好的强度，它可以用于小跨距的固定义齿修复。IPS-Empress 2 有较高的晶体含量，在不考虑表面处理时它的黏结强度优于 IPS-Empress。

对于硅酸盐基陶瓷修复体，常规于喷砂后使用氢氟酸酸蚀，再涂布硅烷耦联剂即可获得与树脂较高的黏结强度。如果是口内修补该类全瓷修复体，应首先选用毒性和腐蚀性弱于氢氟酸的酸蚀剂，以确保患者和医师的安全。

2. 氧化铝基陶瓷

1965 年，Mclean 首先将铝瓷用于牙科，在传统长石质陶瓷中加入 40%～50% 粒径小于 20 微米的氧化铝晶体。1973 年，Southan 和 Jorgensen 第一次成功地在耐火模型上直接烧烤铝瓷技术(后商品命名为 Hi-Ceram)，它的 Al_2O_3 含量在 50% 以上。1988 年，法国人 Sadoun 提出粉浆涂塑玻璃渗透氧化铝陶瓷(slip casting, glass infiltrated aluminous ceramic)技术，1989 年由德国的 Vita 公司改进并以商品名 In-Ceram 推出。1993 年，Andersson 和 Oden 发明了致密烧结氧化铝陶瓷(dense sintered alumina ceramic)，商品名为 Procera AllCeram。玻璃渗透氧化铝陶瓷和致密烧结氧化铝陶瓷是目前最常用的氧化铝基陶瓷种类。氧化铝基陶瓷的一些产品和主要成分见表 7－4。

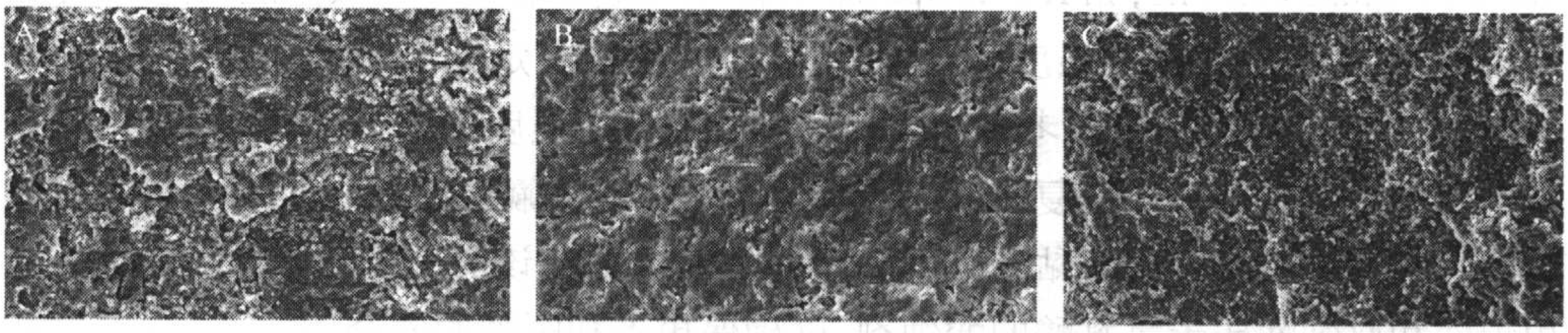
表 7－4　代表产品及主要成分

商品名	厂家	组成(质量分数%)
In-Ceram Alumina	Vita Zahnfabrik, 德国	瓷粉：Al_2O_3(100) 渗透玻璃粉：SiO_2(14－17), Al_2O_3(14－17), B_2O_3(12－15), TiO_2(3－5), La_2O_3(39－48), CeO_2(2－5), CaO(2－5)
In-Ceram Zirconia	Vita Zahnfabrik, 德国	瓷粉：Al_2O_3(67), t-ZrO_2(33) 渗透玻璃粉：SiO_2(14－18), Al_2O_3(14－18), B_2O_3(10－15), TiO_2(2－7), La_2O_3(25－30), CeO_2(6－10), ZrO_2(1－4), CaO(4－8), Y_2O_3(2－6)
In-Ceram Spinell	Vita Zahnfabrik, 德国	瓷粉：$MgAl_2O_4$(100) 渗透玻璃粉：SiO_2(16－20), Al_2O_3(14－19), B_2O_3(10－14), TiO_2(4－8), La_2O_3(27－33), Y_2O_3(8－12), Bi_2O_3(3－7), MgO(2－4)
Porcera AllCeram	Nobel Biocare, 瑞典	Al_2O_3 > 99.5

推荐表面处理方法(图 7－13、图 7－14)：氧化铝喷砂＋硅涂层＋硅烷耦联剂。

出于提高全瓷修复体的断裂强度的需要，氧化铝在陶瓷中添加含量越来越高，氧

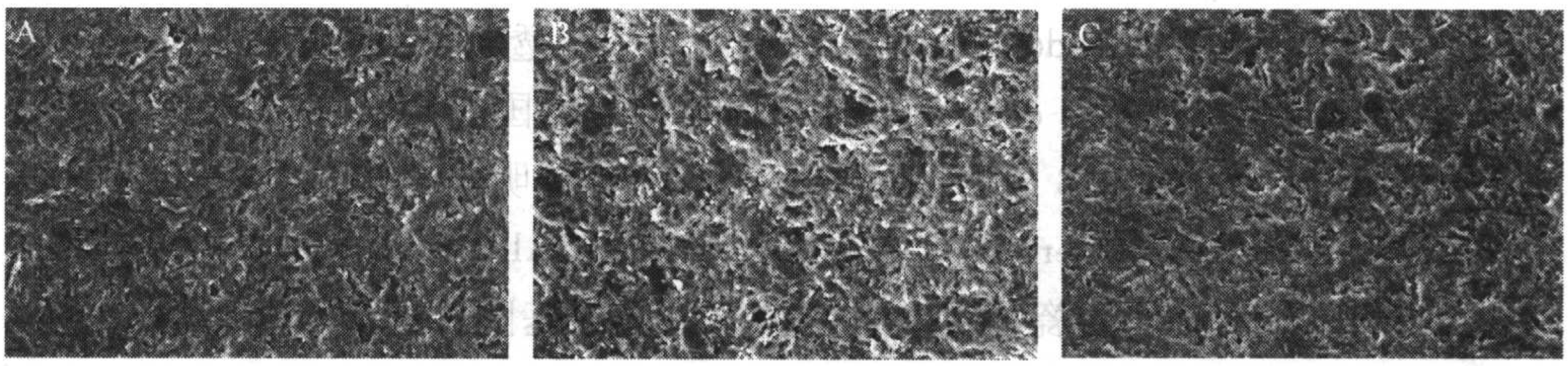
公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注



抛光　　50微米氧化铝喷砂5秒　　10%的氢氟酸酸蚀2分钟

图 7－13　Procera Allceram 陶瓷的表面形态(×2 000)

(引自：Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent, 2003, 89(5): 479－488.)



抛光　　50微米氧化铝喷砂5秒　　10%的氢氟酸酸蚀2分钟

图 7－14　In-Ceram 陶瓷的表面形态(×2 000)

(引自：Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent, 2003, 89(5): 479－488.)

化铝作为玻璃基体的增强相与白榴石是相容的，通常如果硅的含量少于 15 质量分数％时就不再属于硅酸盐基陶瓷。在高强度的氧化铝基陶瓷中，氧化铝不再仅是作为增强相，而是成为陶瓷的基体。高强度的氧化铝陶瓷可以用于任何部位的全冠或固定局部义齿，通过在这类陶瓷的表面饰以长石质烤瓷可以达到较好的美学效果。

氧化铝基陶瓷成分上的特殊使一些传统的表面处理方式无法应用：由于很高的氧化铝含量，氢氟酸酸蚀不能获得类似于硅酸盐陶瓷的微观粗化表面，从而不能与树脂形成机械锁结结构。相反，对于一些特殊种类的陶瓷(如 In-Ceram 氧化铝陶瓷)，氢氟酸酸蚀还可能造成作为增强成分的玻璃相溶解，降低陶瓷的自身强度。其次，氧化铝基陶瓷表面缺乏 Si-OH 基团，所以直接应用硅烷耦联剂难以发挥化学耦联作用。

氧化铝喷砂对该类陶瓷是一种有效表面处理方式，它能形成一个粗糙的微观结构，增加陶瓷表面的润湿性。但也有文献报道，氧化铝砂砾与氧化铝基陶瓷硬度相同，应使用金刚砂(1～3 微米)作为该类陶瓷喷砂的原料。

单纯对氧化铝陶瓷的硅烷化过程并不能提供化学黏结效果，而仅提供了对陶瓷表面的润湿效果。Kern 和 Thompson 报道了这样的处理方式能够为传统的

Bis-GMA 树脂黏结剂提供较高的黏结强度，然而经过长时间水储和热循环后强度很快降至临床接受的范围以下。硅涂层技术使得对该类陶瓷应用硅烷耦联剂得以实现，从而被多数学者推荐使用。实验证明，用 Rocatec 系统进行氧化铝陶瓷硅涂层表面改性和硅烷化处理能够显著提高黏结的耐久性。

一些包含功能性磷酸单体的树脂基水门汀黏结材料如 Panavia 21 可以对喷砂处理的玻璃渗透氧化铝陶瓷提供较强的黏结强度和较好的耐久性。这类黏结剂中的 10－甲基丙烯酰乙基二氢磷酸酯(10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate)能够通过与金属氧化物如氧化铝和氧化锆形成牢固化学键来实现黏结。一些学者推荐在使用 Panavia 21 的同时可以省略涂布硅烷耦联剂的步骤，而也有学者认为应该同时使用硅烷耦联剂以增加陶瓷表面的润湿性能。

3. 氧化锆基陶瓷

目前，大部分计算机辅助加工所用的可切削陶瓷均是氧化锆材料，主要产品有 DC-Zirkon(DCS，瑞士)，Everest BIO ZH-Blank(KAVO，德国)，IPS e. max Zir-CAD (Ivoclar Vivadent，列支敦士登)，LAVA Frame(3M ESPE，美国)，Procera allzirkon(Nobel Biocare，瑞典)，VITA In-Ceram YZ CUBES(VITA，德国)等。

推荐表面处理方法：氧化铝喷砂＋硅涂层＋硅烷耦联剂。

氧化锆基陶瓷的抗折裂强度通常在 800～1 000 兆帕以上，该类陶瓷可以用于各类固定义齿、全冠、种植体和根管桩的制作。氧化锆桩核替代金属桩核能提供更好的美学性能，对于一些桩道固位形和固位力不佳或基牙较短的病例，获得良好的树脂黏结强度是非常必要的。传统的酸蚀技术对该类陶瓷同样无效。Kern 和 Wegner 证明，喷砂＋硅烷化＋Bis-GMA 树脂可以使该类陶瓷形成较好的初始黏结强度，但经过人工老化后有明显的下降，用 Rocatec 系统对陶瓷表面改性后则黏结的耐久性大大提高。

三、陶瓷黏结技术的发展方向

我们应该认识到，陶瓷的黏结技术并非完善，还有许多值得探讨的方面。

(1) 口腔是一个复杂多变的环境，黏结的成功必须能够经受反复温度变化的刺激、唾液的溶解侵蚀以及承受来自各向殆力的作用。目前的黏结技术对长时间水储、热循环或殆力循环等疲劳过程的耐受仍不理想，尤其是单独使用表面粗化的手段获得黏结时，如何增加黏结的耐久性是一个值得探索的课题。

(2) 氢氟酸酸蚀尽管对硅酸盐基陶瓷有效，但具有很强的挥发性、腐蚀性和毒性，尤其是口内操作更增加对医师和患者的危害，所以必须寻找其他途径代替。

(3) 各种陶瓷表面粗化方式均存在着影响修复体边缘和光洁面的风险，喷砂或酸蚀还会损伤陶瓷内部结构，产生微裂或引起微裂纹的扩展，导致修复体强度

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

降低。已有学者在探索利用树脂、陶瓷间的化学黏结作用来部分或完全替代依靠物理粗化方式结合的道路上取得了一定成果，这为陶瓷黏结技术的发展提供了宝贵的资料。

第五节　黏结的临床操作技术

全瓷修复体的黏结就位步骤大致相同，只要掌握了基本的原理和方法就可对各种情况应付自如，本书以硅酸盐基陶瓷贴面为例对黏结的临床操作技术和注意要点加以介绍。

一、黏结前准备工作

1. 去除暂时修复体

去除暂时修复体，暴露出预备的基牙，如果去除困难可使用车针或去冠器械。

2. 初步清洁牙体表面

用无纹橡皮杯或毛刷蘸不含油或氟化物的浮石粉浆清洁牙体，去除表面的唾液蛋白膜和残留的暂时黏结剂。橡皮杯是首选的清洁工具，如果使用毛刷需注意勿接触牙龈，否则可能损伤龈缘导致出血。

试戴贴面，检查适合性和颜色，必要时对妨碍就位的部位和接触过紧的邻面加以修整，但注意在贴面最终黏结前不要对影响外观的形态部分进行任何调改。试戴完成后还需与患者进行交流，待患者满意后方可开始最后的黏结就位步骤。

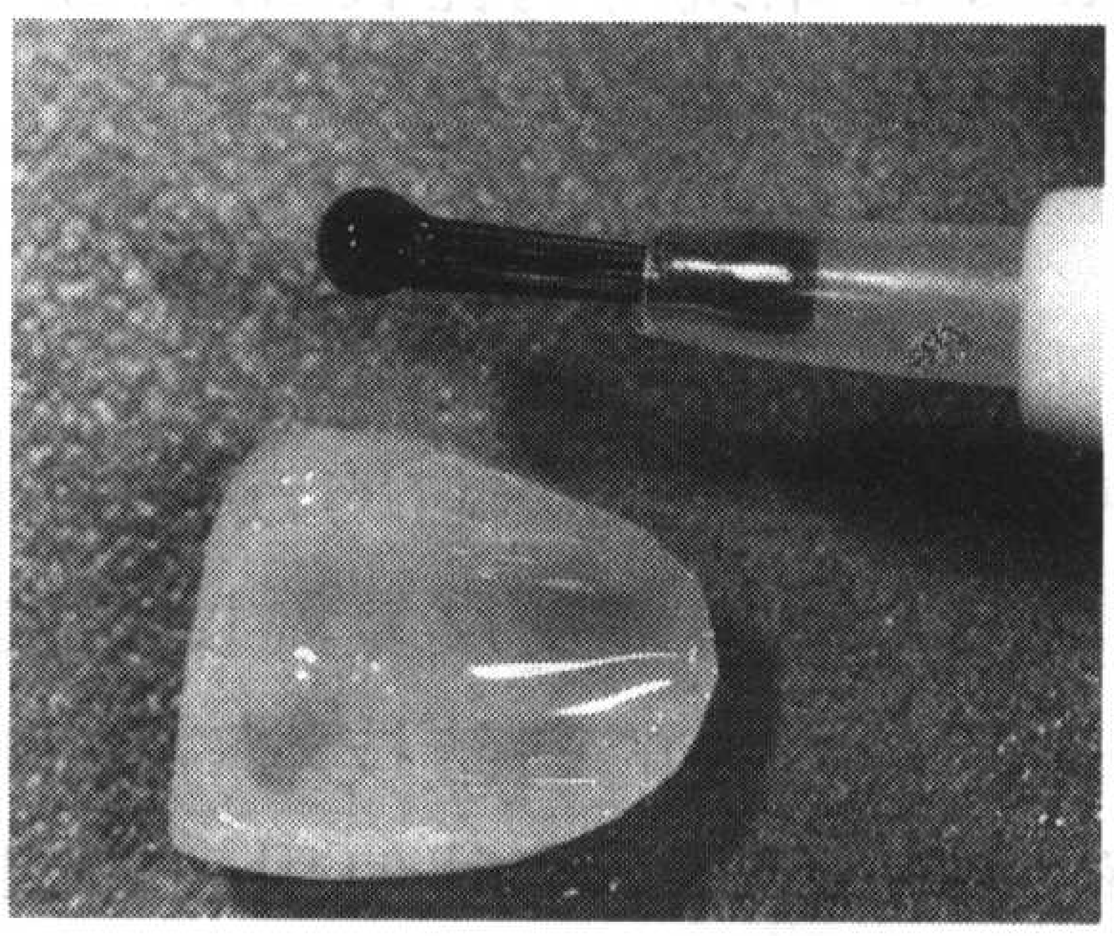


图 7－15　涂布酸蚀剂

3. 贴面的表面处理

对贴面的氧化铝喷砂处理一般在技工室内已经完成，故无需在临床上再进行喷砂操作。将氢氟酸凝胶或溶液涂抹于陶瓷的喷砂面(图 7－15)，维持 2～3 分钟后喷水冲洗，注意勿使酸蚀剂波及贴面的外表面，尤其是使用溶液性产品时由于不易限制作用范围，应事先做好相应的保护措施。

4. 清洁和器材准备

就位开始时，将酸蚀后的贴面置于蒸馏水中超声清洗数分钟后吹干(也可利用蒸汽法或火焰法清洁)，然后按照牙位的顺序排列，并放在便于取到的地方。准备必

要的器械和黏结材料,同样按使用顺序摆放妥当。充分的准备工作不仅可以节省时间,还能降低因操作时间延长所引起的牙体黏结面或陶瓷处理面受到污染的机会。

二、就位和黏结

1. 隔离

使用橡皮障隔离(图 7-16)是较理想的做法,它能够有效地隔湿、防止唾液污染获得干燥、清洁的术野,取得良好的基牙隔离效果,还具有预防患者误吸、避免软组织受伤等优点。如果熟练使用,橡皮障不仅不会增加操作时间,还能够减少患者起吐的次数,反而会节省黏结的椅旁占用时间。

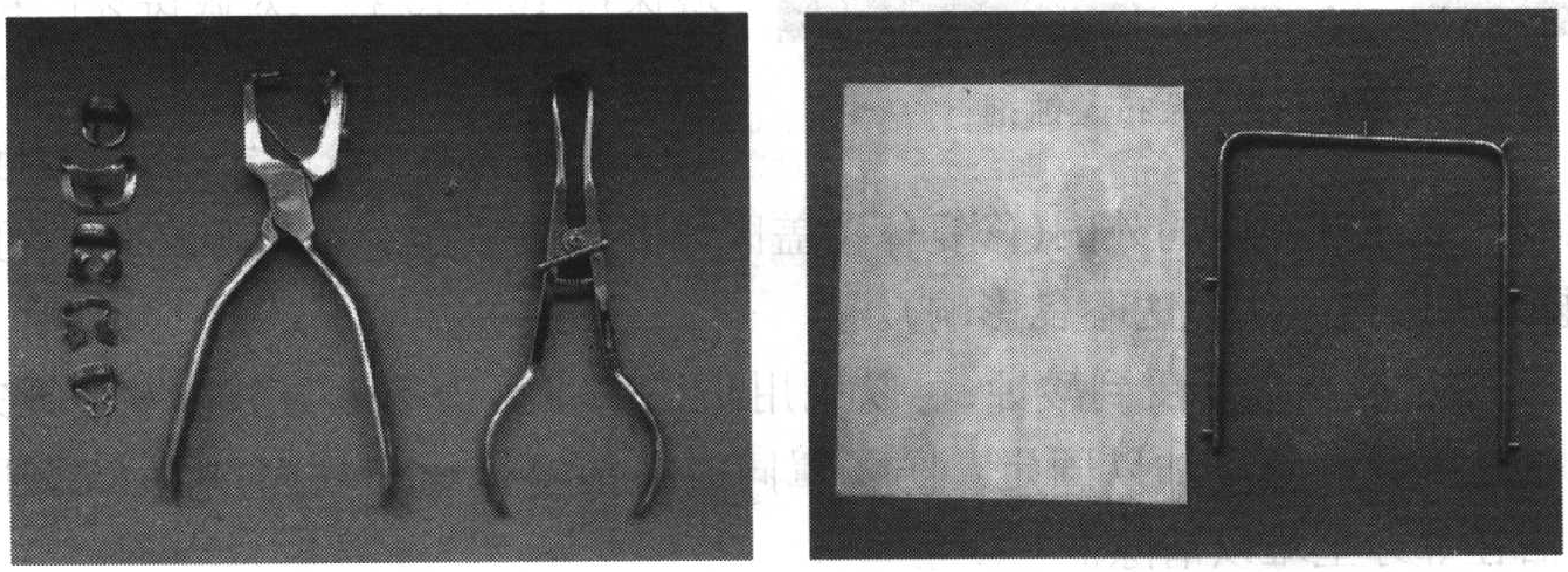


图 7-16 橡皮障

鉴于国内的实际情况,用如下方法亦可满足基牙隔离的要求。

用颊牵引器和棉卷隔离基牙,将一块小纱布置于患者咽部以降低潮湿度。在患者口腔内放置吸唾器,并嘱用鼻呼吸以进一步降低呼吸气体中的水分对基牙的污染。在基牙的近远中放置聚酯带或柔软的金属成形片隔离。

2. 牙体的黏结*

在多数情况下,贴面的牙体预备只在牙釉质的范围内进行,但如果牙体有扭转、倾斜的情况或牙体变色严重需要增加预备量时就可能暴露出牙本质组织。第四代黏结体系以后的多数产品(见表 7-5)都可以用于对牙釉质和牙本质与树脂的同步黏结操作,甚至有些产品还可用于提高陶瓷、金属与树脂的黏结强度,成为真正意义上的通用型黏结剂。

* 第四代、第五代、第六代黏结体系的使用方法各不相同,本书介绍的为目前使用非常普遍的全酸蚀单瓶型黏结体系的常规步骤。在实际应用过程中,第四代产品要求分别进行“酸蚀”、“涂布底漆”和“应用黏结树脂”三个分开的步骤,由于操作繁琐,目前也较少使用;自酸蚀黏结产品使用时需要进行“涂布自酸蚀底漆”和“应用黏结树脂”两步,省略了单独的酸蚀——冲洗步骤;多合一系统使用时则将以上多个步骤合并为一个。各种产品的操作在细节上有所差别,使用时还需要严格遵守产品的操作说明才能达到预期的效果。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

(1) 排龈

在基牙龈沟内放置牙龈收缩线以退缩牙龈组织，良好的排龈有助于暴露基牙龈向预备的边缘，对扩展医师视野、防止龈沟液和血液的污染有重要作用。

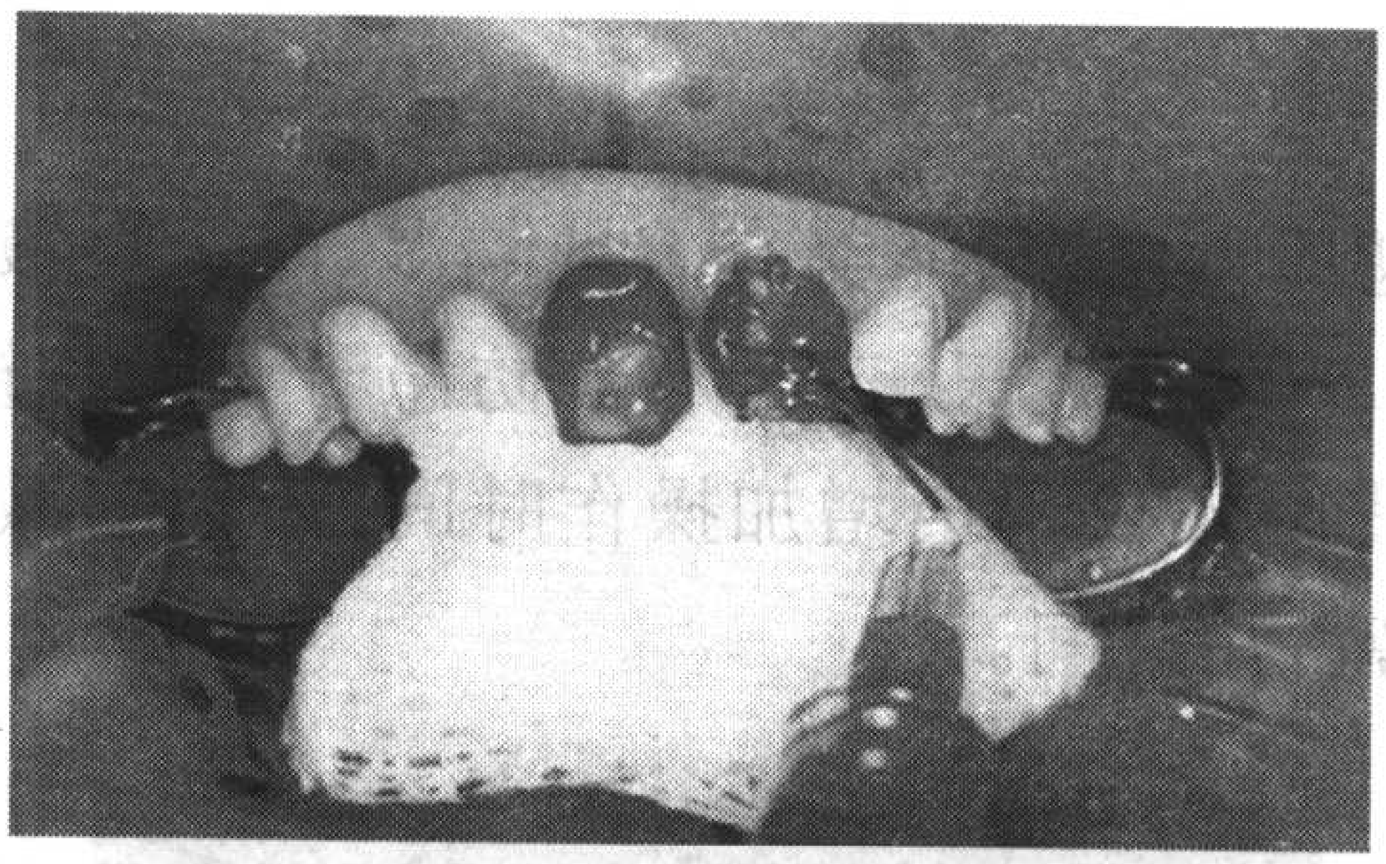


图 7－17 涂布酸蚀剂

(2) 酸蚀(图 7－17)

1) 用水冲洗牙预备体的黏结面，再用气枪吹干。

2) 用配备的一次性小毛刷或专用注射器将酸蚀剂仔细涂布在黏结面上，牙釉质区域保持 15～30 秒，牙本质区域保持 10～15 秒。对氟斑牙的釉质酸蚀需要适当延长时间。良好封闭对保证长期成功率十分关键，因此酸蚀区域必须到达牙体预备区的外围(修复体覆盖区域外的釉质组织在口腔环境中可再矿化，酸蚀不会造成明显的不良影响)。

3) 为了防止邻牙受到酸蚀，可以采用防护罩将牙预备体与邻牙隔离开来，并用木楔在邻牙间隙里加以固定。防护罩同时还能避免树脂黏固剂溢入邻牙间隙内或沾在邻牙上难以清除。

4) 用大量水加压冲洗 30 秒，去除牙体表面的酸蚀剂并确保彻底清除干净，用气枪吹干，如为处理的根管，可以用干净的纸尖吸干。冲洗时应使用吸唾器，以防止软组织接触冲洗掉的酸蚀剂造成灼伤。凝胶型酸蚀剂包含的甲基纤维素载体可能嵌入酸蚀釉质的孔隙中而残留下来造成污染，它的去除比溶液型困难，通常需要更长的冲洗时间。

嘱患者勿漱口或让舌体接触基牙，更换棉卷时也要谨慎操作，以免唾液的污染，如果酸蚀面被污染则必须重新酸蚀、冲洗。

(3) 涂布黏结剂

用无油空气吹去酸蚀面多余的水分并保持一定湿度，使牙体表面呈现光亮的湿润表面，也可以完全吹干后使用再湿剂。口腔综合治疗台注气管中的空气可能会受到油和水的污染，这可以通过在清洁的玻璃面或金属表面用喷枪喷雾检查。

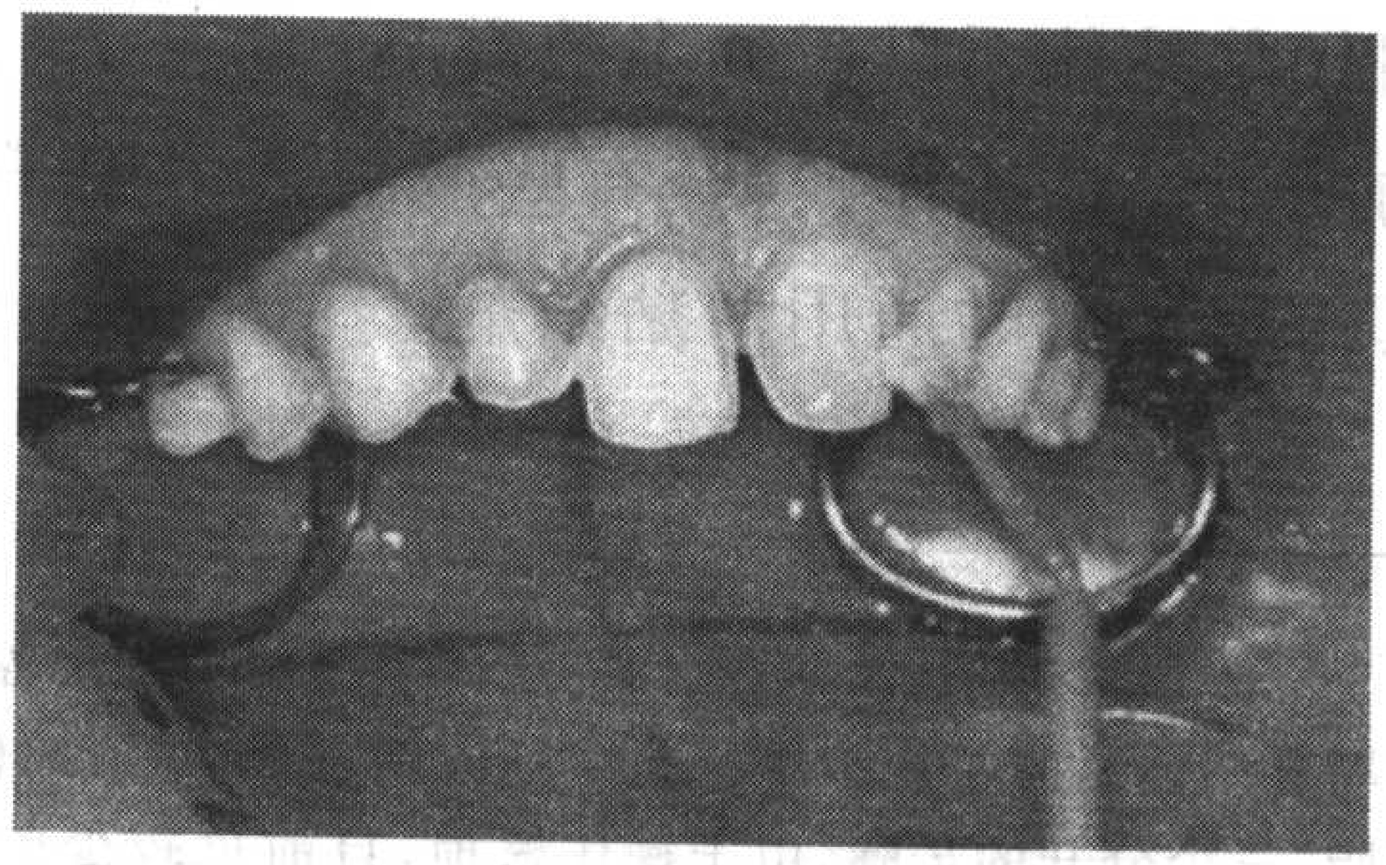


图 7－18 涂布黏结剂

在牙体表面涂布一层或两层通用型黏结剂(图 7－18)，气枪轻吹使其分

散均匀以防止过量的黏结剂在局部蓄积(尤其是嵌体洞形的线角和点角部分),否则可能造成固化后局部出现硬结阻碍贴面的完全就位。用气枪吹干5~10秒确保所有多余的溶剂和水分去除干净,若干燥不够而有溶剂残留将会导致黏结强度下降和术后出现敏感问题。用气枪干燥时,气枪距离牙面4~5厘米,开始时气流压力应较轻,以避免黏结剂移位,然后再用相对强的气流干燥。根据产品说明进行或不进行光照固化。

3. 陶瓷的黏结

陶瓷硅烷耦联剂产品包括预水解型和酸激活型。使用前者时将预水解的硅烷涂擦于酸蚀的瓷表面,自然干燥1分钟,然后以与表面平行的气流通过贴面,使过量的溶剂载体挥发。此时即可获得干燥的、由硅烷覆盖的贴面。如果使用酸激活型的硅烷,贴面表面必须首先形成一个酸性媒介环境以用于水解和激活随后涂布的硅烷层。

根据产品说明在硅烷化的陶瓷面使用或不使用通用型黏结剂。然后用专用的注射器传输树脂基水门汀至瓷贴面中部(图7-19),再向侧方扩展,这样的做法可以避免产生气泡。注意所有具体操作必须严格遵照产品说明进行。

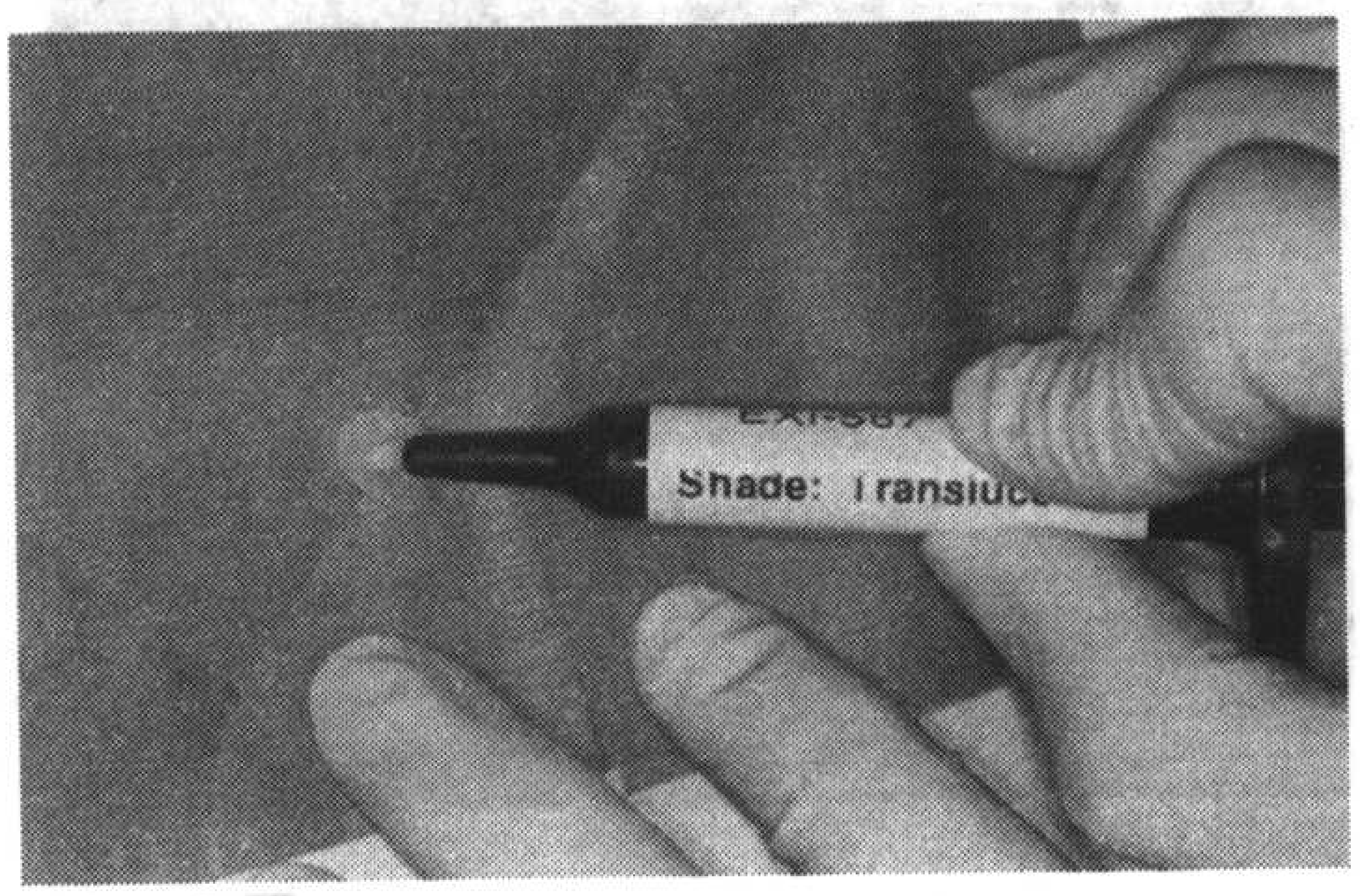


图7-19 输送树脂水门汀

4. 就位程序

一次就位操作最好只针对一个贴面。在多单位病例中,就位由牙弓远端的牙齿开始,逐个向中央移动至尖牙,然后同时就位两个中切牙以确保相互匹配,再分别就位侧切牙,调整不协调的贴面使其达到整体适合,务必在操作时移开光源以免激发光固化材料的聚合过程。

用黏蜡将小手柄(如牙签等)黏着在贴面的唇面可以方便持拿,当然,不需要任何附加装置亦能顺利操作,具体做法完全依赖于个人喜好。

旋转贴面至牙体的唇面,轻微调整位置直至与龈边缘线区域完全接触,就位的动作应为“轻摇式”或“脉冲式”,以便过量的树脂基水门汀由贴面边缘溢出。用探针或刮匙去除溢出的材料。禁止以滑动的方式就位贴面,否则水门汀在内表面移动,造成遗留空虚区域,通过转动就位的方式可以较好地避免此现象的发生。

贴面放置稳定后,用探针检查边缘与牙体预备线的密合性,操作时需固定牢固防止“反吸作用”。与贴面不同,如果是全冠或嵌体则需于殆面放置纱卷,并嘱患者咬紧,此时可初步用探针去除被挤出的多余的黏结剂。

5. 固化程序

在修复体边缘处涂抹甘油凝胶以防止形成氧阻聚层(图7-20)。先由舌侧光

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

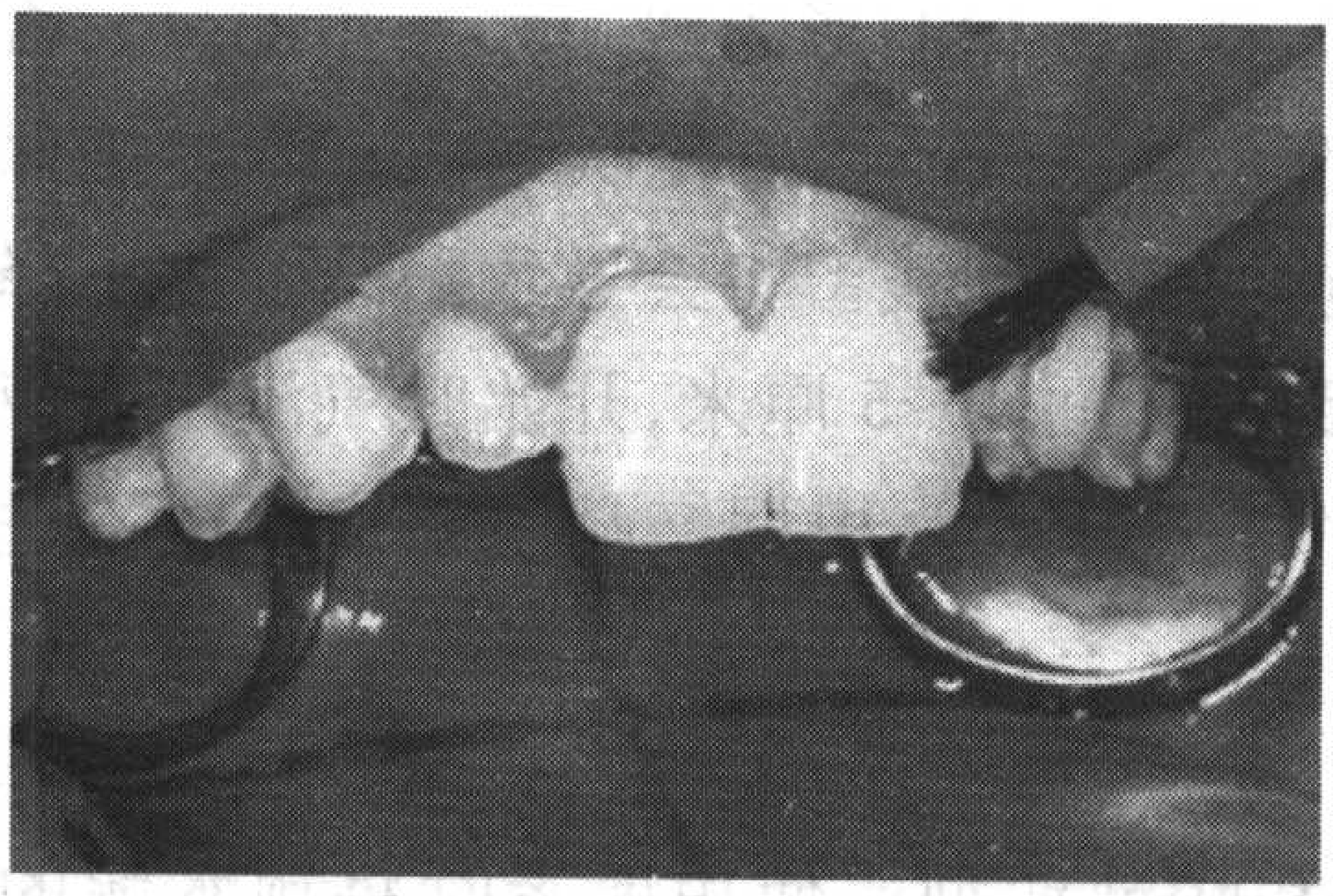


图 7－20　涂抹甘油凝胶

照 10～20 秒，再由唇面切 1/2 处进一步光照 10～20 秒（图 7－21），用尖锐的雕刻刀和（或）探针去除龈缘和邻间区多余的水门汀材料，必须保持贴面稳定的位置（图 7－22）。如果是化学固化型树脂基水门汀可待 3～5 分钟材料初步凝固后去除过量的部分。从颊面向舌面拉动聚酯带清除邻面多余的树脂（图 7－23）。将聚酯带重新插入两牙之间以防止树脂固化造成黏连。重复在颊舌面光照，完成聚合过程。

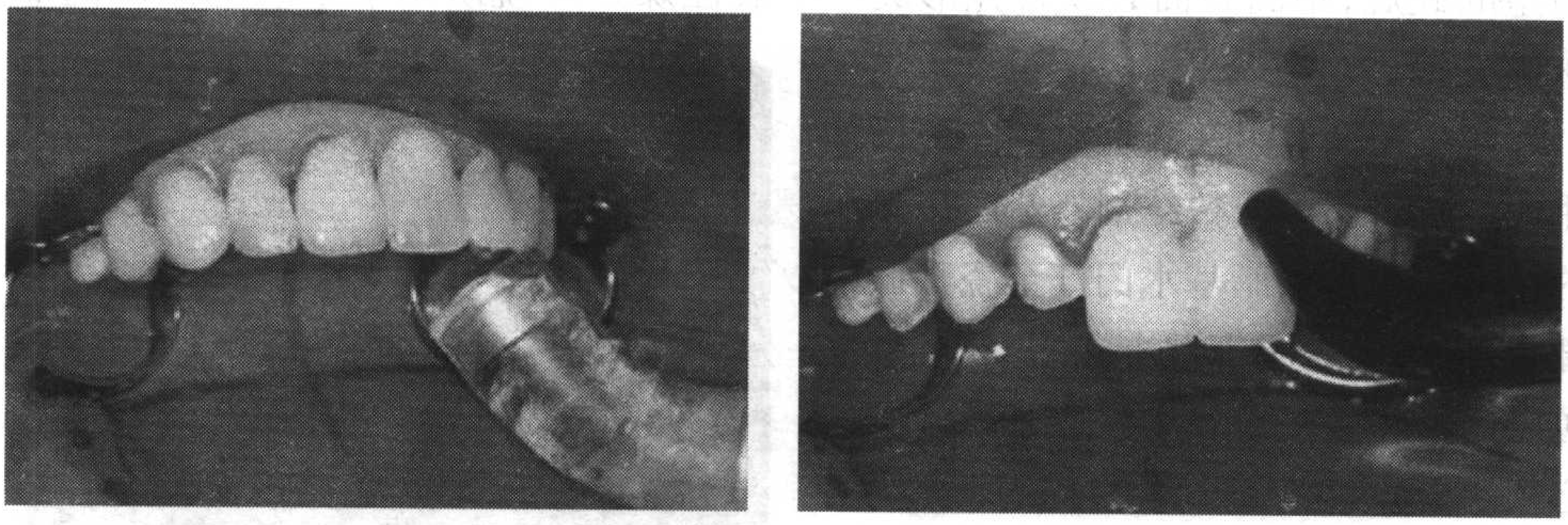


图 7－21　光照固化

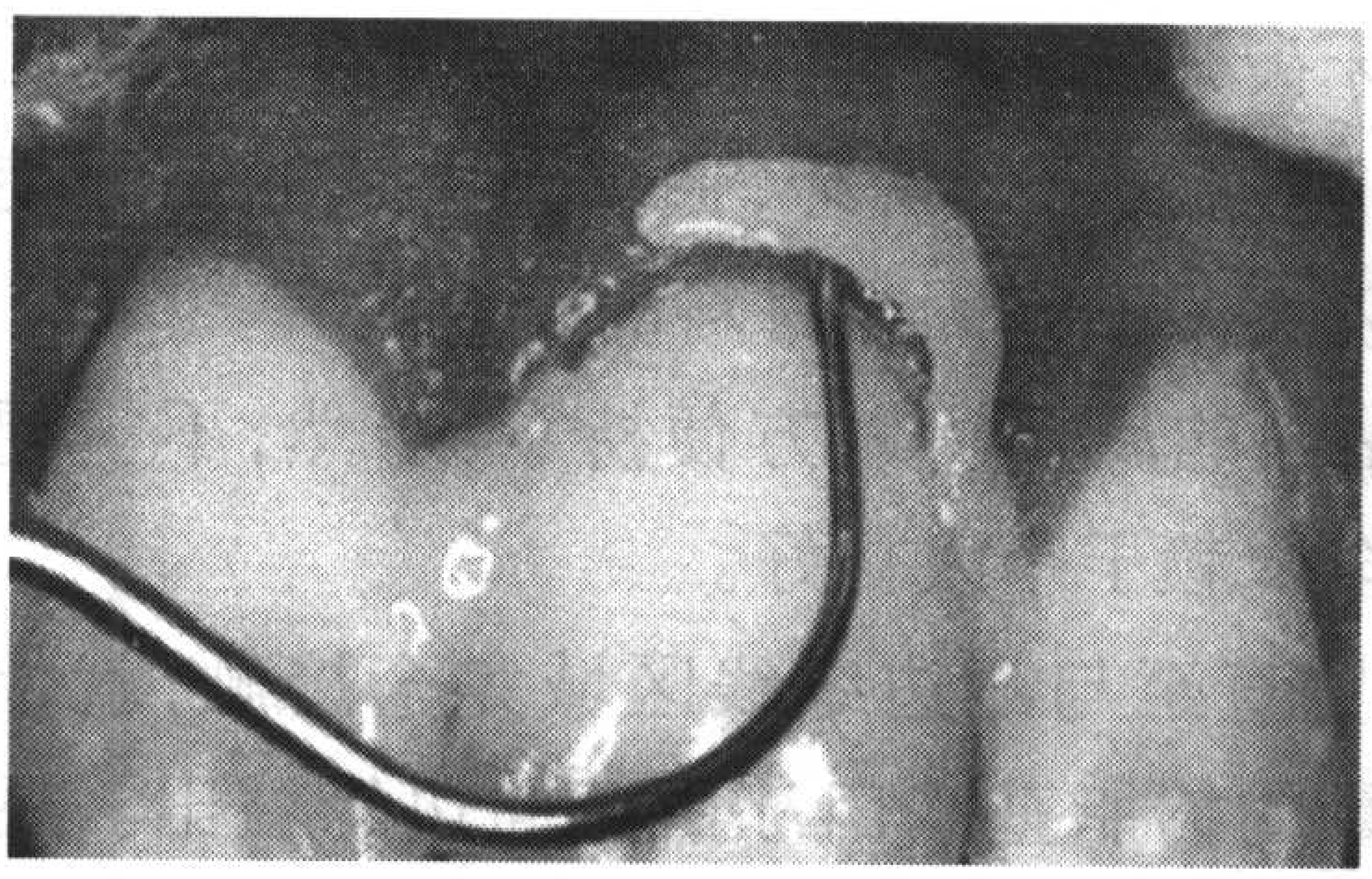


图 7－22　去除龈缘和邻间区多余的水门汀材料

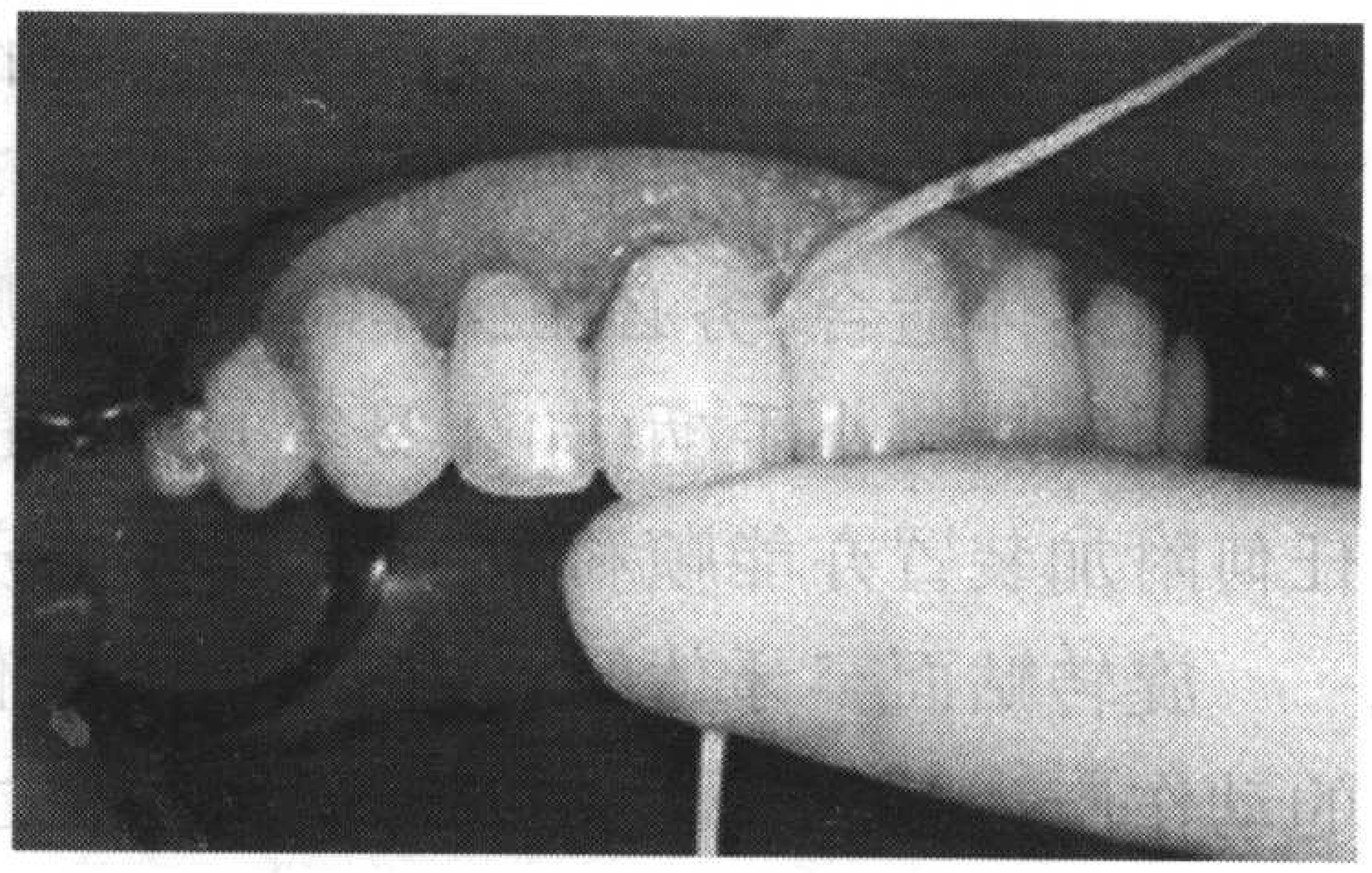


图 7－23　用聚酯带清除邻面多余的树脂

固化过程中，必须保持贴面与基牙相对位置的完全稳定，由于可见光通过瓷层到达内部的树脂时强度有所衰减，所以在整个聚合过程中需照射贴面的不同位置和区域，平均每颗牙大约耗时 2 分钟。

待黏结材料完全固化后即可进行随后的精修和抛光操作，在这之前彻底去除多余的黏结材料可以大大减少工作量，缩短椅旁时间。

光固化过程须注意几点影响因素。

(1) 时间：树脂于光源下暴露的时间越长，固化程度越高。

(2) 照射角度：光源应以正确的角度照射表面，为获得最佳效果，勿倾斜照射。

(3) 树脂基水门汀的颜色：树脂的颜色越深，透明性越差，需要的照射时间越长。

(4) 树脂基水门汀成分：由于构成成分中从微填料到混合填料和大颗粒填料型变化很大，包含不同类型填料的水门汀材料在等量光照下的固化程度亦有差别。

(5) 距离：照射时光源距离贴面表面不能超过 1 毫米。

(6) 光固化装置：应该注意到光固化装置即使是在使用期内，其光照强度也会发生持续衰减，所以应按月进行常规检测。应用 2 个光源(一个于颊侧，另一个于舌侧)同时照射对树脂的固化十分有效，当光照量相等时，此方法可比用单光源从两面分别照射获得的固化更深层、更完全。光源探头的直径以 12～15 毫米之间为佳，这样能照射更大的面积，减少探头从贴面的一个位置移向另一个位置的次数。

表 7-5 常用的牙体黏结体系

产品名称	类型	主要成分			厂家
		调节剂	底漆	黏结树脂	
All Bond 2	全酸蚀多步型	H_3PO_4(10%)	NTG-GMA，BPDM，丙酮，乙醇	Bis-GMA，UDMA，TEGDMA，BPO，HEMA	Bisico，美国
Clearfil Liner Bond 2	自酸蚀两步	Phenyl-P，5-NMSA，DHET，樟脑醌，乙醇，HEMA，二甲基丙烯酸酯，水(5-NMSA＝N-Methacrylloyl-5-aminosalicylic acid＝)		Bis-GMA，10-MDP，DHET，HEMA，二甲基丙烯酸酯，樟脑醌，氧化硅凝胶	Kuraray，日本
Clearfil SE Bond	自酸蚀两步	10-MDP，HEMA，二甲基丙烯酸酯，樟脑醌，DHET，水		Bis-GMA，10-MDP，DHET，HEMA，二甲基丙烯酸酯，樟脑醌，氧化硅凝胶	Kuraray，日本
One-Step Plus	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4(32%)，氯化苯甲烷铵(benzalkonium chloride)	Bis-GMA，BPDM，HEMA，丙酮，玻璃粉		Bisco，美国

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

续 表

产品名称	类型	主要成分 调节剂	主要成分 底漆	主要成分 黏结树脂	厂家
One Step	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4（32%），氯化苯甲烷铵	Bis-GMA，BPDM，HEMA，丙酮		Bisco，美国
Optibond Solo Plus	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4（37%）	烃基二甲基丙烯酸酯（Alkyl dimethacrylate resins），乙醇		Dentsply Kerr，德国
Prime & Bond 2.1	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4（35%）	Bis-GMA，UDMA，弹性Bis-GMA——二异氰酸酯络合物（Elastomeric bisGMA-diisocyanate adduct），PENTA，氢氟化十六烷胺（cetylamine hydrofluoride），钡硼硅酸铝玻璃（barium aluminoborosilicate glass），二氧化硅，六氟硅酸钠（sodium hexafluorosilicate），丙酮		Dentsply DeTrey，德国
Prime & Bond NT	自酸蚀两步	马来酸，衣康酸（itaconic acid），水		UDMA，PENTA，树脂R5-62-1，T-树脂，D-树脂，氢氟化十六烷胺（cetylamine hydrofluoride），纳米填料，丙酮	Dentsply DeTrey，德国
Prompt L-Pop	多合一	甲基丙烯酸膦酸酯（methacrylated phosphoric esters），引发剂，稳定剂，氟化物联合体（fluoride complex），水			3M ESPE，美国
Scotchbond	全酸蚀多步型	H_3PO_4（35%）	HEMA，聚链烯酸共聚物（polyalkenoic acid copolymer），水	Bis-GMA，HEMA，光引发体系	3M ESPE，美国
Scotchbond 1	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4（35%）	Bis-GMA，HEMA，二甲基丙烯酸酯，聚链烯酸共聚物，催化剂，乙醇，水		3M ESPE，美国
Single Bond	全酸蚀单瓶型	H_3PO_4（35%）	Bis-GMA，HEMA，聚链烯酸共聚物，二甲基丙烯酸酯，乙醇，水		3M ESPE，美国

（章非敏　谢海峰）

第八章 计算机辅助设计和计算机辅助制造(CAD/CAM)技术在全瓷修复中的应用

第一节 概 述

一、CAD/CAM 在口腔医学中的应用

计算机辅助设计(computer aid design, CAD)是指以计算机作为主要技术手段生成和运用各种数字信息和图形信息,进行产品设计。它是集计算机科学、基础数学、数据处理技术、计算机图形图像学与设计人员的专业知识、经验和独创性于一体的一门新技术。运用该技术,通过人机交互方式,能够高速度高质量地获得最佳设计方案。计算机辅助制造(computer aid manufacture, CAM)是指由计算机控制的数控加工设备,如用数控铣床对产品进行自动加工成型的制造技术。

CAD/CAM 技术是近 20 年来迅速发展起来的一门新兴的综合计算机应用系统技术。历经形成、发展、提高和集成 4 个阶段。今天,CAD/CAM 几乎渗透到工程技术和人类生活的各个领域,并日益向纵深发展。其应用极大地提高了生产效率,促进了社会生产力的迅速发展。目前,在计算机应用领域,CAD/CAM 技术的覆盖面已达 60%以上。

20 世纪 70 年代初,CAD/CAM 技术开始被引入口腔修复领域的义齿设计与制作中来。1985 年,在法国国际牙医学术会议上,法国牙医 Francois Duret 教授开创性地用自己研制的第一台牙科 CAD/CAM 系统样机,成功地为患者现场制作了一个后牙瓷全冠,引发了口腔修复学界的一场重大技术革命。此后,随着现代光电技术、计算机三维重建技术、计算机图像处理技术等的进一步发展,以及世界各国学者、各大公司的不断介入,CAD/CAM 技术在口腔修复领域的应用获得了

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

长足的发展，出现了越来越多的牙科 CAD/CAM 系统。

迄今为止，已经有逾 10 种较为成熟的 CAD/CAM 系统问世，目前市场上销售的系统包括：Cerec 系统、Kavo Everest 系统、Sopha/Duret 系统、Cercon 系统、Celay 系统、Procera 系统和 Digident 系统等。它们的应用主要集中在固定义齿修复方面，用于嵌体、高嵌体、贴面、全冠、固定桥、附着体以及种植钉等修复体的设计与制作。同时，CAD/CAM 技术在口腔医学领域的应用也带动了新型口腔修复材料的研制和发展，例如诞生了与 CAD/CAM 系统配套使用的可切削陶瓷材料，并已有多种不同系列和品牌。

二、CAD/CAM 系统组成

（一）三维测量系统

即印模或模型测量系统，具体到不同的系统，其采取的技术不尽相同。如在模型测量技术上分为普通干涉光照相技术、激光干涉光照相技术、三维激光扫描、机械式三维测量等。但最理想的方式仍属于“非接触式三维激光测量技术”。不同的参考文献，对上述方法的叫法不同，有的称为“光学印模”，有的称为“数字化印模”，但其本质都是将患者口内牙列、基牙（直接法）或石膏工作模型（间接法）用不同的方法进行数字化数据采集，最终获得矢量化的三维计算机图形，其精确度取决于仪器具有的分辨率。

（二）计算机辅助设计系统

包括计算机工作站、CAD 软件、数据库以及专家系统。由三维测量系统获得基牙牙体三维信息，并对部分特征点、线，如颈缘线等，进行确认后，计算机依据专家系统的修复设计规则对数据库进行搜索、调用，自动生成与基牙形态最为接近的修复体三维图形，再根据与邻牙、对𬌗牙的位置关系、空间大小等局部条件进行调整、缩放直至完全匹配。与各系统相配套的 CAD 软件，具有很强的三维图形处理能力，通过软件的工具窗口，采用人机交互方式，医师、技师还能够对修复体外形作出更为精细的编辑、修改，如模拟“滴蜡”，调𬌗等。

（三）计算机辅助制作

大多数系统均采用数控铣床的方式，只是采用的铣床刀具种类、数量不同，机械加工所采用的自由度也有 3～5 个不等。此外，尚需配备用于修复体制作的可切削材料，如可切削陶瓷坯体，可切削金属坯体等。

CAD/CAM 系统功能结构有：三维数字化测量系统、计算机辅助设计 CAD 和计算机辅助制作 CAM。

三、CAD/CAM 系统的优势与不足

(一) 优势

1. 加工精度高

一般精度可达 0.005～0.100 毫米之间,且不受被加工对象形状复杂度的影响,加工过程中消除了操作者的主观误差,能做到“所见即所得”,与传统义齿制作工艺相比,极为有利。

2. 工作效率高

如用 Cerec-Ⅱ制作一个 MOD 多面嵌体,从牙体预备后的口内摄像到修复体铣切完成,一般只需 45 分钟,而制作一个磨牙陶瓷全冠,从设计到制作完成大约需要 2 小时。从而减少患者就诊次数,有效提高临床及技工室的工作效率。

3. 自动化程度高

CAD 软件对修复体进行设计时,除确定一些牙体特征,如颈缘、邻面接触点,需要操作者介入外,其余部分以及后续的 CAM 加工过程,包括更换刀具和磨头,均自动完成。

4. 生产准备周期短

运用 CAD/CAM 系统制作修复体,省却了传统加工工艺所需的翻制模型、制作蜡型、包埋、烧圈、铸造、喷砂等工序,一方面减少了铸造收缩以及工序累积导致的误差,使制成的修复体更加精确,另一方面,也避免了高温、粉尘、有害气体等不良因素对工作人员的危害,降低了劳动强度与劳动成本。

5. 便于建立通信网络

通过网络,CAD/CAM 系统可以将牙体或修复体的三维数据进行即时传递,大大缩短了临床与技工室之间的距离,能更好地配合工作和管理。

(二) CAD/CAM 系统尚存在的不足

目前已有的义齿修复 CAD/CAM 系统多为来自工业界中一些较成功的 CAD/CAM 系统的翻版,其应用主要集中在固定义齿修复领域,这是由于固定义齿的嵌体、贴面、全冠、固定桥等在设计理念与制作工艺上与活动义齿有着较大区别。固定义齿在基牙光学印模制取、修复体三维图形设计、所用材料种类上相对简化和单一,较容易实现。而活动义齿在与 CAD/CAM 技术结合过程中,除以上不利因素外,还要涉及更多的口腔修复基础理论与临床内容,故活动义齿的 CAD/CAM 系统研发相对滞后和不成熟。此外,目前市售的 CAD/CAM 系统,如 Cerec、Kavo Everest、Cercon 等,其价格一般在 70～140 万元人民币,而其制作修复体所用的材料,如用于全瓷底冠的二氧化锆可切削陶瓷坯体也价格不菲。因此,前期投资较为可观。然而,可以预见,随着计算机技术和材料研发的不断进

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

步,CAD/CAM系统及相关产品的价格在总体上将呈下降趋势,这有利于它的进一步发展和普及。

第二节　CAD/CAM全瓷修复系统

一、CEREC系统

1986年,德国西门子公司率先将牙科CAD/CAM系统商品化,推出CEREC Ⅰ型系统。该系统是由牙医Mormann和Brandestini设计,经过5年多的研制、完善后开发完成。CEREC系统的全称为:美学陶瓷的椅旁修复(chairside economical restoration of esthetic ceramics)。因此,从一开始,该系统即以"方便、快捷的制作美观瓷修复体"为目标。Ⅰ型CEREC系统的主要功能为制作简单的嵌体与前牙贴面,对全冠、后牙嵌体咬殆面的制作尚不能完成。1994年,西门子公司推出CEREC Ⅱ型CAD/CAM系统,其功能进一步提升,不仅能完成嵌体、高嵌体及前牙贴面的制作,而且能制作全瓷基底冠和咬殆面形态完整的全瓷冠。2000年及2002年,CEREC 3、CEREC inLab相继问世,除在全瓷嵌体、贴面、全冠的制作功能上进一步强化以外,又加入了新的3D设计软件如FrameWork以及新材料如二氧化锆陶瓷的运用,实现了全瓷固定桥的CAD/CAM制作。

硬件设备性能的飞速发展使CAD/CAM系统获得了明显的进步,真正地实现了"所见即所得"——计算机辅助设计形成的修复体图形与最终经过CAM切削加工获得的产品在三维结构上保持一致、完全吻合。这使修复体的精确度得到了有效的保证。在CEREC系统中,用户可以从三维角度观察和评估所设计的修复体,并借助虚拟工具对计算机屏幕上显示的对象进行编辑、修改。操作者使用传统输入设备(鼠标、轨迹球等)即可进行控制,软件自动将这些改动转换为程序语言,无需输入复杂的数学公式或命令。与此同时,软件系统还对一些特定的指标进行监控,如黏结剂的层厚等,适时的提示用户改正操作直至符合要求,从而使完成的修复体与所使用的材料之间配合更为默契。

目前,市售以及CEREC系列中应用较为普及的主要为CEREC 3和CEREC inLab系统。

CEREC 3(图8-1)主要针对牙科椅旁操作进行设计。系统由口内三维测量照相机(图8-2)、计算机设计主机和磨切设备构成。设计软件为基于Windows操作系统的CEREC 3D,磨切设备和计算机设计主机之间采用无线传输连接。应

用 CEREC 3 使嵌体、高嵌体、贴面和全冠能够在一次治疗中制作完成,而不需要进行传统的口内取模、石膏模型灌制等操作,也不必进行临时义齿修复。系统使用的材料主要为可切削长石瓷或白榴石瓷块。

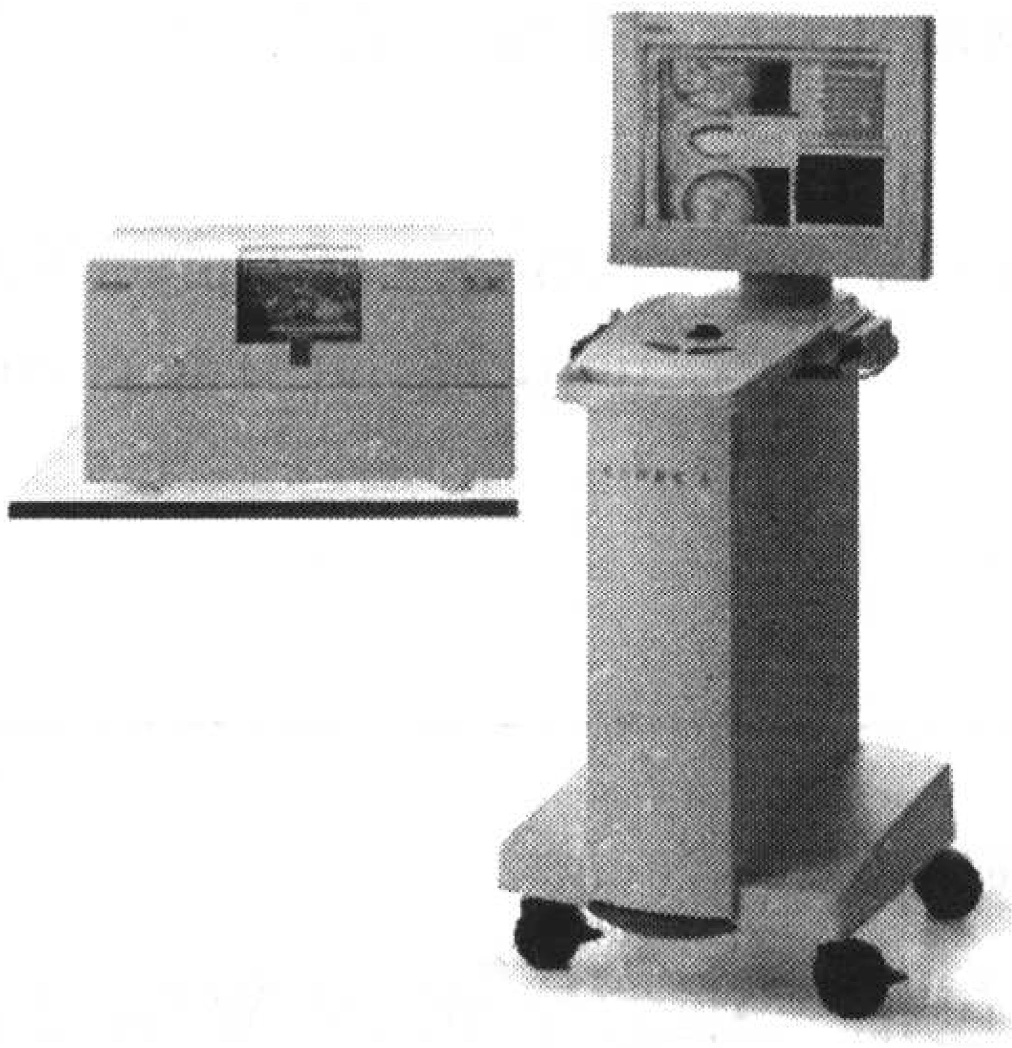


图 8-1 CEREC 3 系统



图 8-2 口内三维测量照相机

CEREC inLab 是针对牙科技工室所设计的 CAD/CAM 系统(表 8-1),牙科技师采用间接工作方式制作修复体,不使用口内照相设备。系统由集成了激光扫描仪的数控加工单元与计算机设计主机两部分组成。两部分之间采用无线传输连接。数控加工单元完成牙科技工室内的石膏模型三维测量取像和修复体的计算机辅助制作,计算机主机完成修复体设计(图 8-3)。



图 8-3 CEREC inLab 系统

CEREC inLab 系统的计算机主机使用 Windows XP Professional 操作系统,兼容性较好。进行修复体设计使用的 CEREC 3D 软件包中进一步增加了 VinCrOn, WaxUp 和 FrameWork 三种新型软件。牙科技师可以根据实际情况决定是否使用软件包提供的所有服务。在仅需数控加工用软件即可的情况下(如 CEREC Scan),就不必投入使用包括 VinCrOn、WaxUp 和 FrameWork 在内的完全软件版本。VinCrOn 是 CEREC 3D 提供的模拟软件,在扫描和操作流程方面有所优化。WaxUp 将义齿制作的手工工艺同计算机的精确性相结合。牙科技师在模型上制作蜡型,并通过该软件复制数字式蜡型,检测冠壁的最小厚度,并在屏幕上对过薄区域进行修正。FrameWork 则专门用来设计底冠和固定桥支架。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

表 8-1 CEREC inLab 计算机工作站硬件配置

中央处理器 CPU	Pentium4, 3.2GHz or higher	串口 Serial Port	1～3 X RS232 9pin serial ports
显卡 Graphics Adapter	nVidia FX5900-VTD256/Gforce 6800GT	硬盘 Hard drive	120G 或以上
主板 Motherboard	Intel D915PCYL/LGA775 WITH LAN ATX MOTHERBOARD	屏幕 Screen	1 280×1 024 pixel resolution, 32 bit true color
USB 接口 USB Ports	2 个		

CEREC 系统操作流程以 CEREC inLab 为例介绍如下：

CEREC inLab 系统制作全瓷修复体的步骤包括三维数字化、修复体设计、切削加工以及修复体完成 4 个阶段：① 通过扫描将模型的三维信息输入计算机；② 在计算机中修整模型、确定边缘线、并设计和修改全瓷修复体；③ 数控设备依据计算机提供的信息对瓷块进行 CAM 切削加工；④ 对获得的嵌体、瓷全冠染色上釉，或对全瓷底冠进行分层瓷粉堆筑，形成最终的修复体。

(一) 三维数字化

1. 模型制备

临床按常规方法(见第三、六章)进行嵌体或全瓷冠牙体预备，采用排龈线分离牙龈，精细印模材制取口腔内印模，超硬石膏灌制模型。由于 CEREC inLab 的扫描磨切室空间有限，无法容纳一个完整的模型，因此，首先需将包含基牙及前后邻牙在内的工作区复制为一个较小的局部模型，放置在专用支架上。此外，为了满足激光扫描的要求，在复制局部模型时，必须使用指定的特殊石膏进行灌注，以使模型表面获得良好的光洁度。

2. 三维激光扫描

模型的三维扫描为非接触式激光多角度线性扫描。单个模型的扫描时间为 8～12 分钟。除了获得工作模型的三维数据外，还可将对殆模型的殆面部分进行扫描。这样，在修复体设计阶段，对殆牙的情况也能够加以考虑。扫描结束后，系统生成一个三维虚拟模型并传送至计算机监视器上，完成模型的数字化，计算机辅助设计即可开始。

(二) 修复体设计

通过 CEREC 3D 软件的用户界面，实现牙冠修复体外形的设计。

1. 边缘检测

见图 8-4。借助“修整”功能，使每一个独立的牙齿相互分离，犹如使用切割砂

片。随后,对牙体预备后的基牙进行边缘检测,可使用半自动边缘检测功能,对节点进行捕捉,以确定颈缘的空间位置。

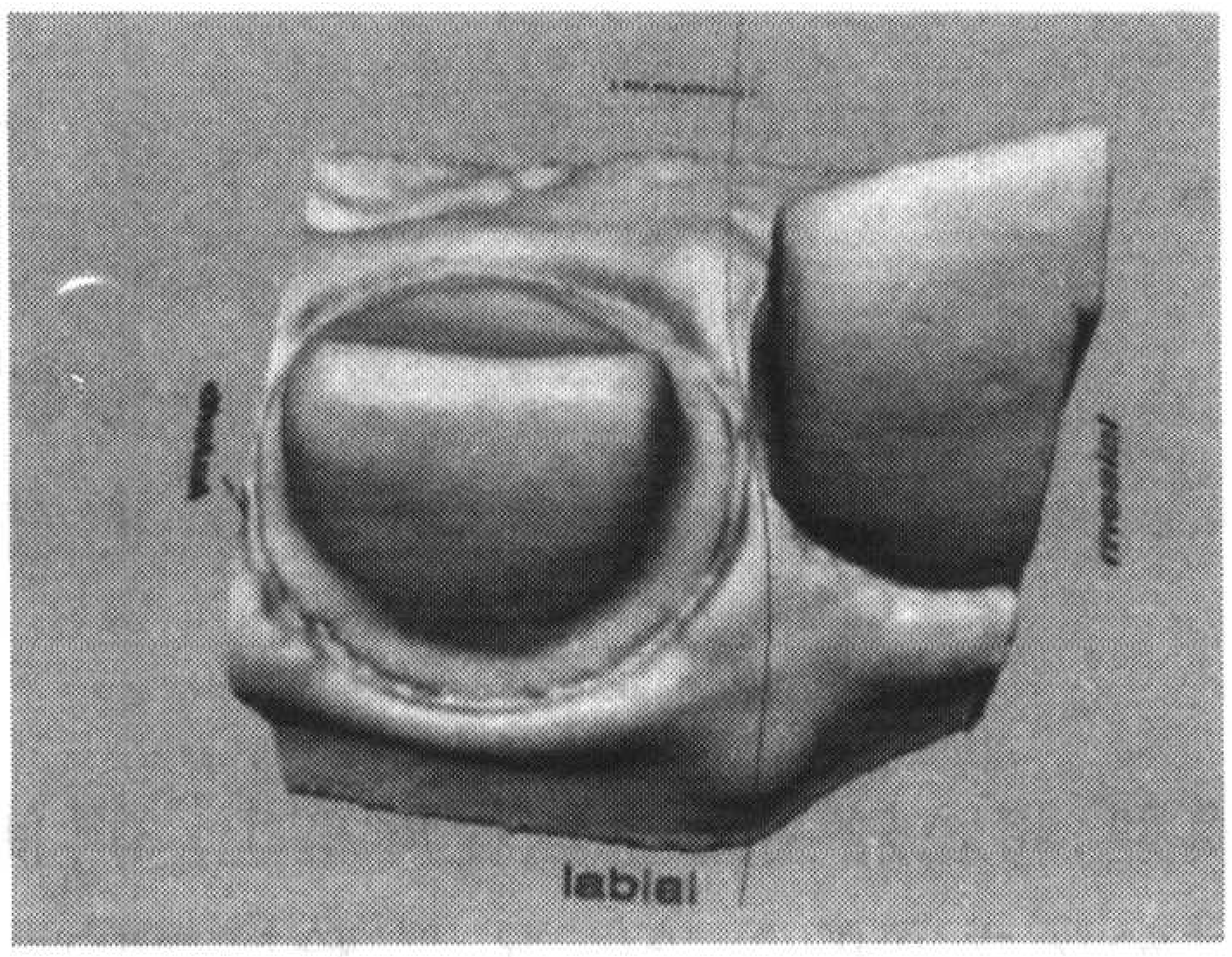


图 8-4 边缘检测

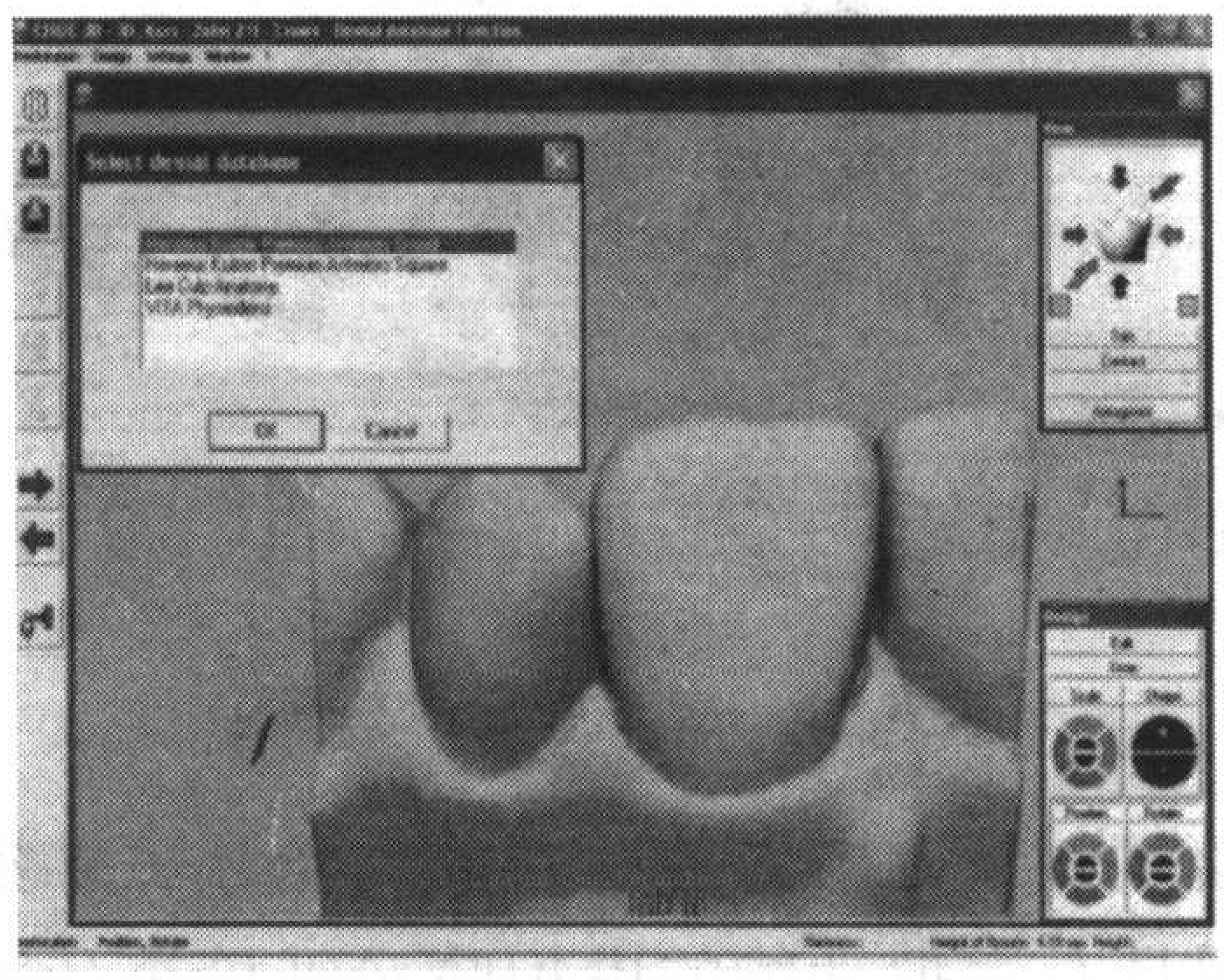


图 8-5 虚拟排牙

2. 虚拟“排牙”

见图 8-5。从虚拟牙冠三维形态数据库(3D graphic library)中,搜索、调用与预备后牙体最为匹配的牙冠外形,运用“定位”和“旋转”功能,使虚拟牙冠完全就位,如同传统方法中的排牙工序。

3. 牙冠的修改、调𬌗

见图 8-6 至图 8-9。虚拟模型可在计算机屏幕上任意倾斜、旋转和缩放。利用“标尺”工具可以对牙冠的每一个区域进行修改,如同传统方法中调改人工牙,以保证牙冠与牙体的最佳适配程度。使用距离指标函数定义接触点,根据需要控制和修改牙冠与邻牙间接触点的位置和接触程度。牙冠修复体表面的结构细节,如裂隙、沟等,可以运用“成形”工具实施更精细的修改。CEREC 3D 工具箱中的“滴蜡”功能,能够模拟传统蜡型制作方法中的上蜡工艺,对修复体的局部进行逐点更改。可用于增减局部瓷层的厚度,以及提高相应表面的光洁度。运用系统的“对

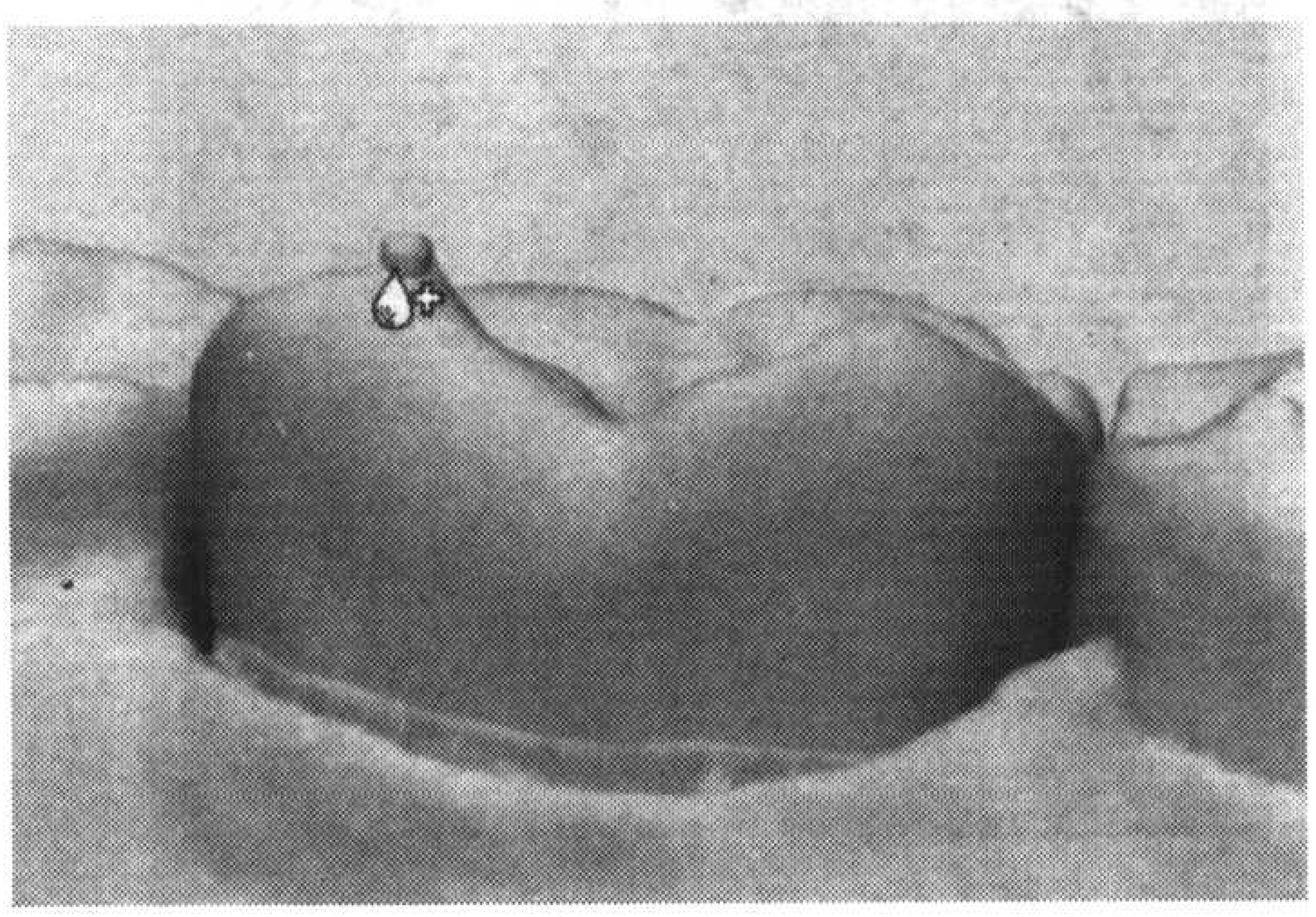


图 8-6 虚拟滴蜡

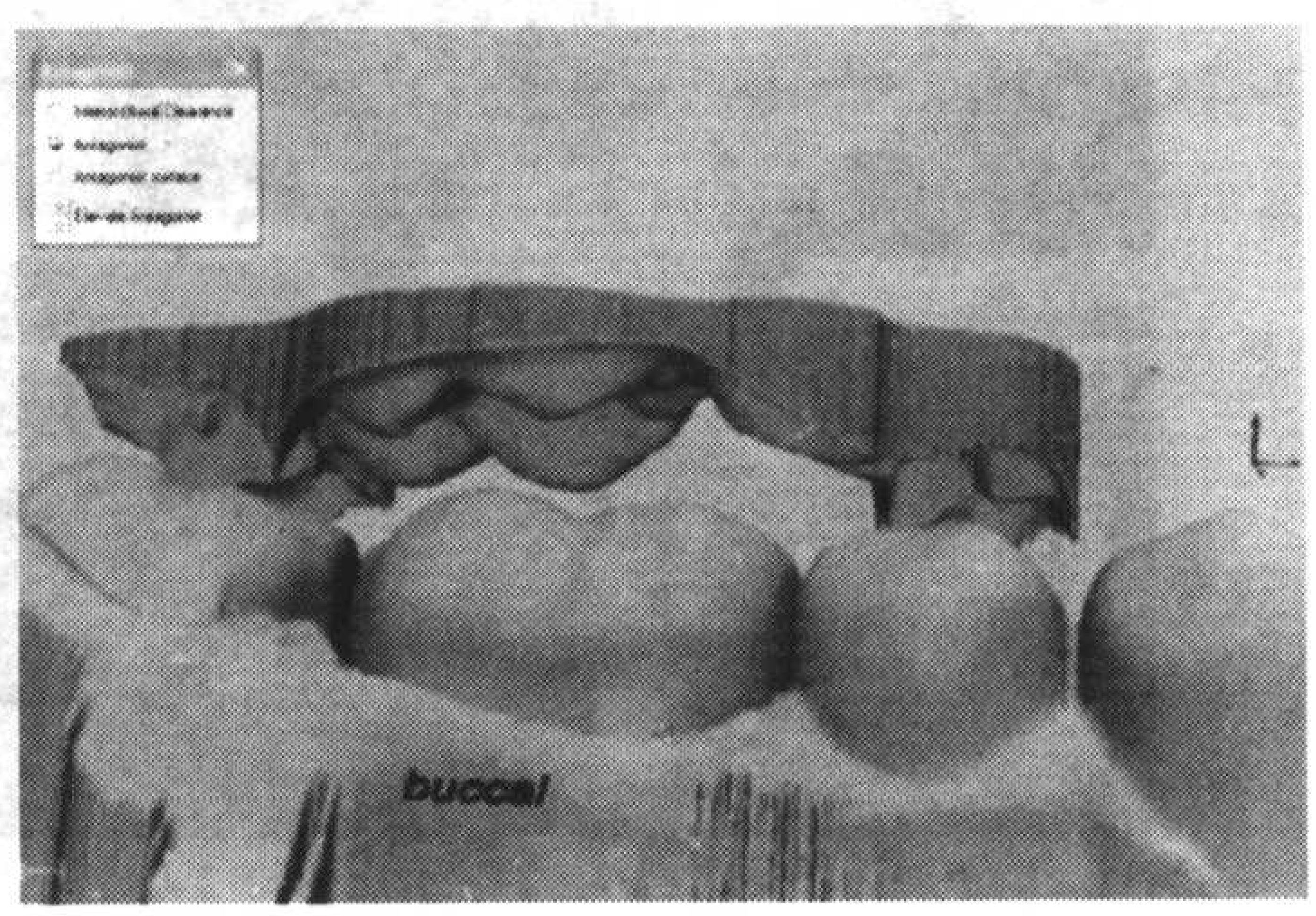


图 8-7 显示对𬌗牙

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

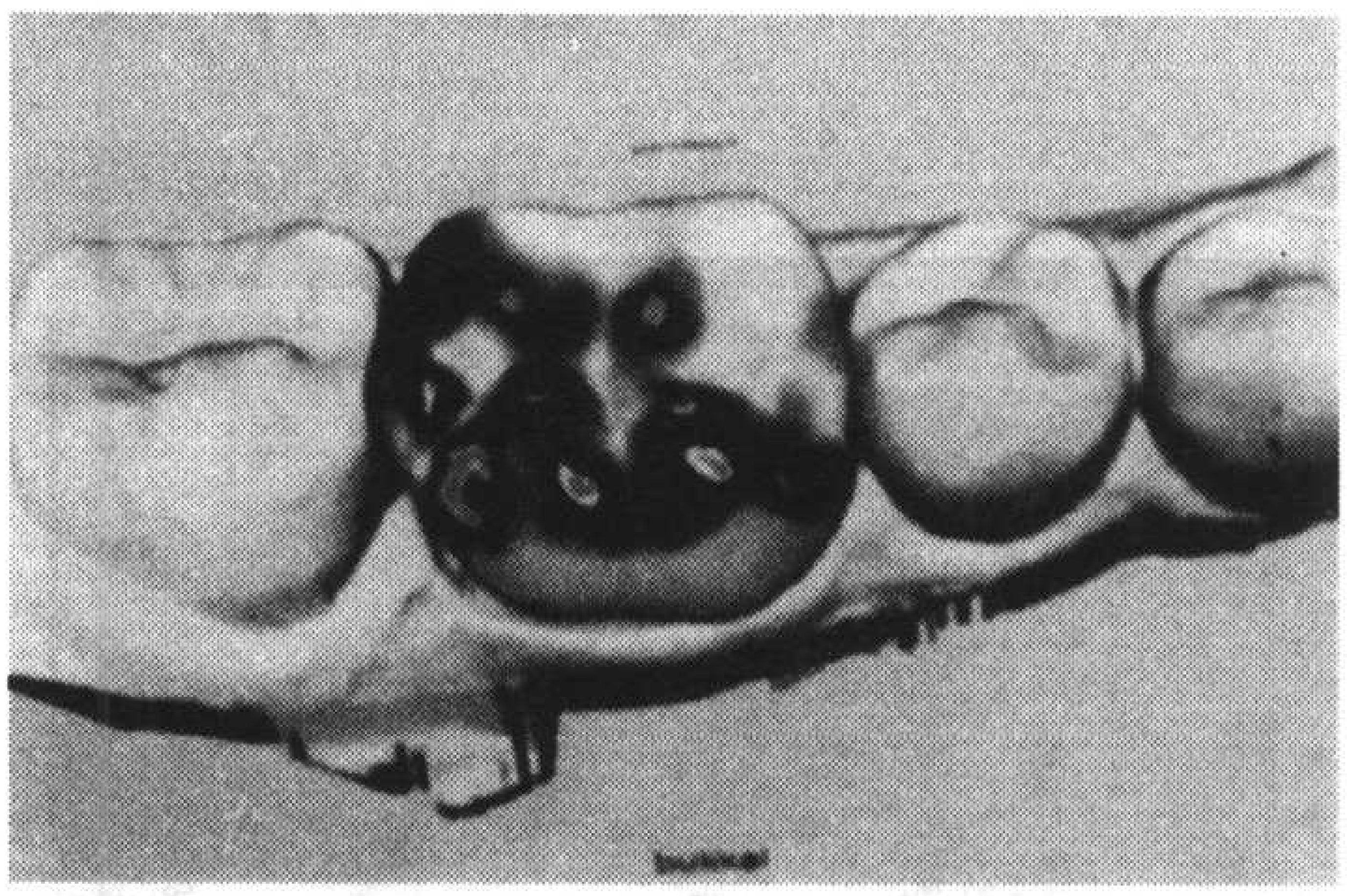


图 8-8 虚拟咬𬌗纸检查

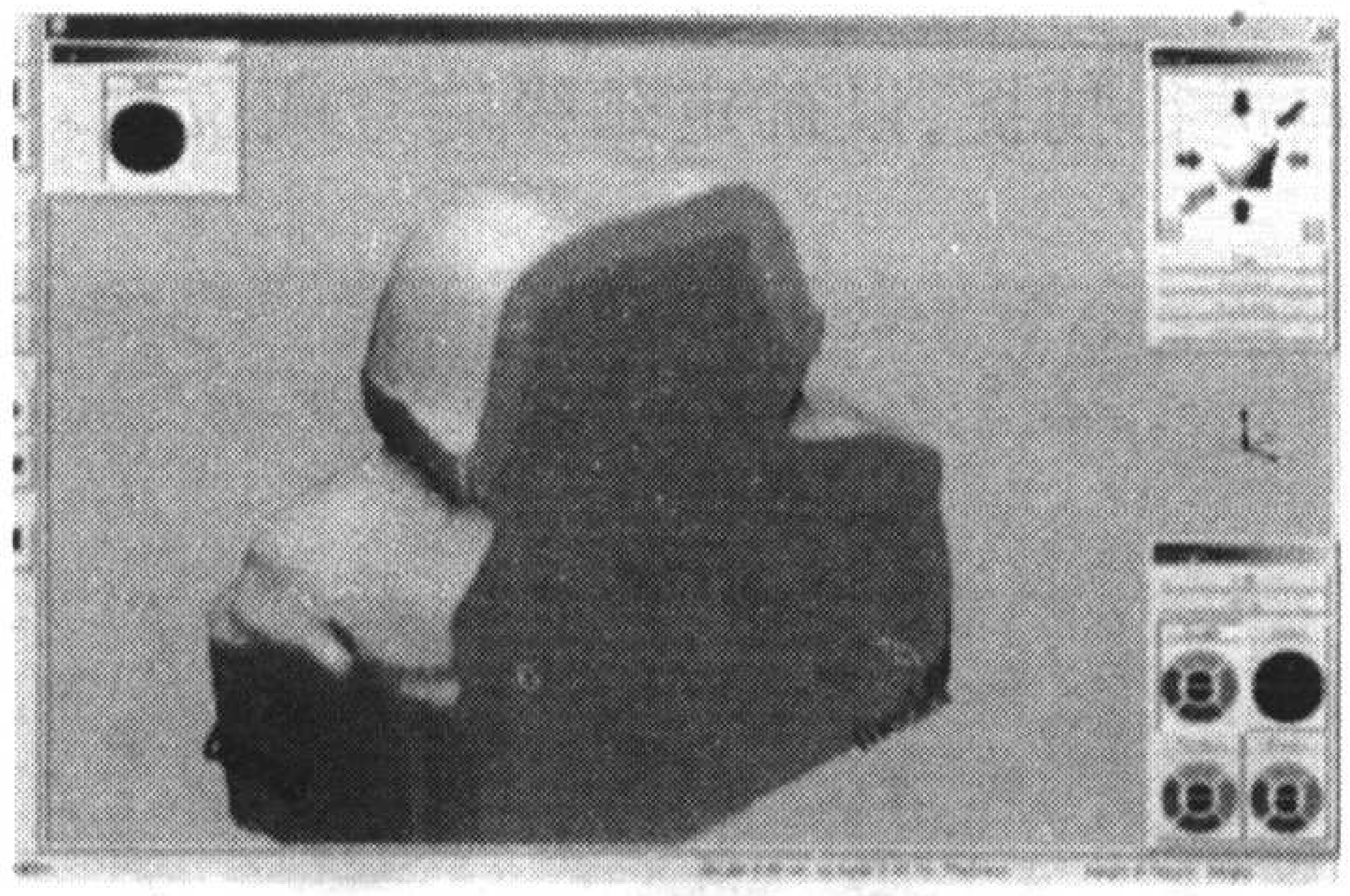


图 8-9 显示瓷层厚度

𬌗”功能，调出先前获得的对𬌗牙三维数字模型，将咬𬌗关系显示在屏幕上。再使用具有模拟功能的虚拟咬𬌗纸检查牙冠与对𬌗牙之间的咬𬌗情况，咬𬌗接触的强度与面积分布一览无余，红色标记部分为咬𬌗早接触点。然后，根据计算机显示的结果，对牙冠形态进行微调，从而较为方便地建立谐调的功能性𬌗关系。

瓷层的厚度对于修复体的质量至关重要，牙科技工只能通过使用孔径规来测量。应用 CEREC 3D 中的“剪切”功能，可以在任意方向上看到修复体的断层情况。层的厚度显示在状态栏上，牙科技工可根据结果作出相应调整。这对 CAD/CAM修复体的质量控制有一定帮助。此外，使用“预览”功能，可避免出现无法使用的修复体。

设计过程结束后，软件计算所需的修复体数据，并展示在显示器上，计算机辅助制作即可开始。

（三）机械性切削（图 8-10）

CEREC inLab 切削制作单元可以使用多种可切削陶瓷材料。这些材料均为预成瓷块，放置在用于直接夹持的专用支架中。软件系统可以根据需要，如比色

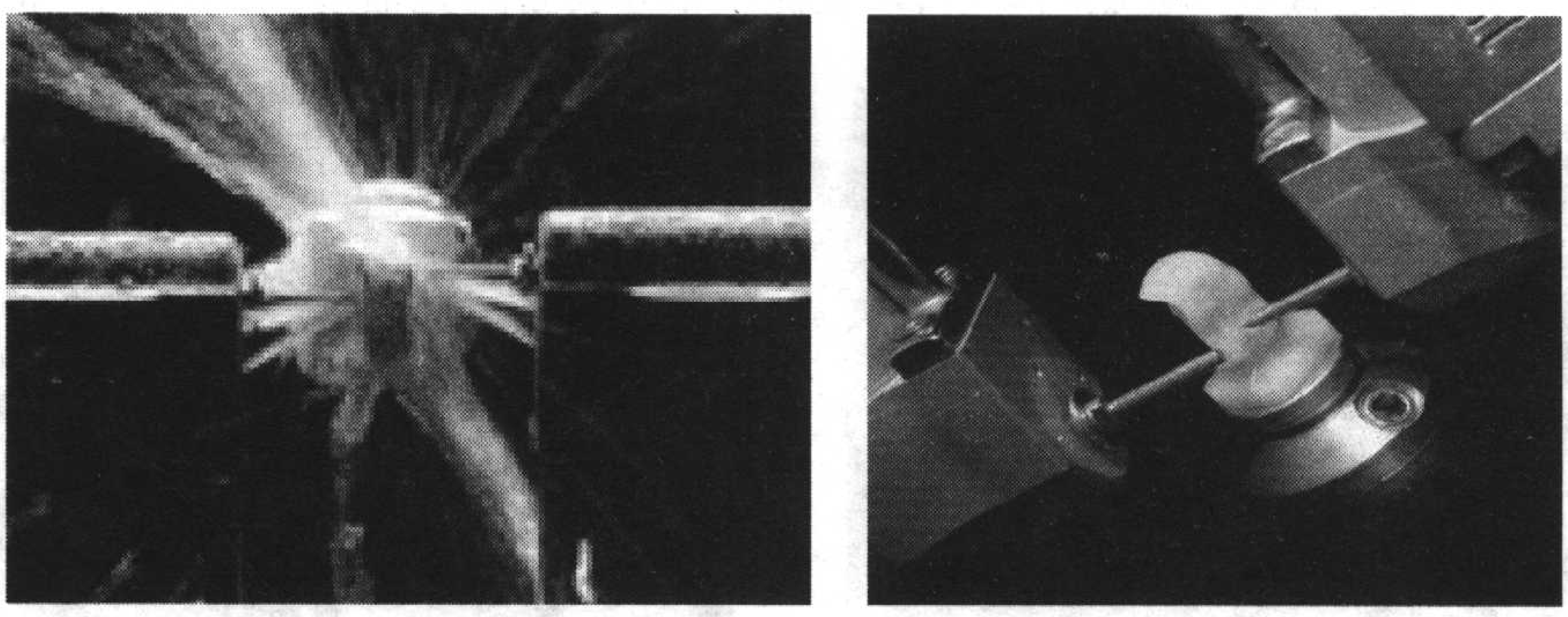


图 8-10 机械性切削

结果、修复体类别等,预先选择所用瓷块的种类和尺寸大小。切削单元拥有两个配有水冷系统,可先后工作的同步切削电机,并配备了多种圆柱形和圆锥形车针供选择。数控切削设备根据计算机提供的修复体三维信息,对瓷块坯体进行机械自动切削。加工时间在12～30分钟左右,固定桥支架时间稍长,需57分钟左右。

不同材料的数控加工结果有所不同。对于瓷嵌体、高嵌体、贴面等修复体,可直接切削成型;而对于使用 Vita In-Ceram 预成陶瓷坯体,包括 In-Ceram Alumina,In-Ceram Spinel,及 In-Ceram Zirconia,CEREC inLab 的作用是将其磨切形成全瓷冠、桥的底冠或支架,之后仍需后续加工。

(四)修复体完成

在 CEREC inLab 中,经过数控磨切获得的修复体,还需要在技工室进一步加工,加工方法随制作材料不同而有所差异。以 Vita Mark Ⅱ、Dicor MGC 等预成瓷块为坯体制作的嵌体、贴面和全冠,在切削成型后,由于全瓷材料的颜色均一,需进行个性化处理。可结合比色结果进行不同颜色的染色、上釉实现,之后便可直接戴入患者口腔内。而使用 VITA In-Ceram 系列预成陶瓷坯体制作的全瓷冠、桥底冠或支架,后续工作则相对较多,需要经过玻璃渗透、表面饰瓷、上釉等工序才可完成修复体。以 VITA In-Ceram 氧化铝全瓷底冠为例,方法如下。

1. 玻璃渗透

去离子水调制玻璃粉浆,用毛笔将粉浆涂塑在氧化铝底冠表面,干燥后置于700℃陶瓷烧结炉内预热1分钟,以每分钟50℃的升温速度升至1 200℃,保温40分钟。然后,于炉内温度降至600℃时,取出渗透完成的基底冠。磨除表面的残留玻璃,并进行瓷化处理。

2. 表面饰瓷

将与之配套的 VITA Alpha 瓷粉用蒸馏水调配成粉浆,涂塑在已瓷化的氧化铝玻璃复合体全瓷底冠上,完成修复体外形制作。干燥后,在600℃温度下预热6分钟,并以每分钟50℃的速度升温至960℃,保持1分钟。然后,于炉内冷却至600℃时,取出全瓷冠。

3. 表面上釉

将调磨好外形的全瓷冠染色、上釉,重新放入 Vita 烤瓷炉内,在600℃预热6分钟,并以每分钟50℃的速度升温至950℃保持1分钟,然后于炉内冷却至600℃后取出全瓷冠,完成 In-Ceram 氧化铝基底全瓷冠的制作。

与常规 In-Ceram 技术相比,CEREC inLab 无需复制耐火材料代型和10小时的氧化铝核瓷冠的烧结过程。而且,由于使用工业预成的氧化铝瓷块,其颗粒大小分布均匀,具有很强的毛细血管作用,使随后玻璃渗透的时间由4小时缩短为

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

40～50 分钟。因而，有效地提高了工作效率，使牙科技工室能够在一天内完成 In-Ceram 全瓷修复体的制作。同时，由于切削的是部分烧结多孔氧化铝瓷块，切削过程不会引起材料本身性能的改变，如表面裂纹和微裂纹等，使完成的全瓷修复体的抗折强度高于常规 In-Ceram 方法。

（五）CEREC 3D 中的三种新型软件 VinCrOn、WaxUp、FrameWork 功能介绍

1. VinCrOn 软件

VinCrOn 的名字源于贴面（Veneers），嵌体（Inlays），和冠（Crowns）。软件适用范围包括嵌体、替代牙尖的高嵌体、贴面、部分冠和全冠。修复体制作后进行修饰和上釉可获得较好的美学效果。用于 CEREC inLab 的材料包括：Vita Mark Ⅱ（feldspar；VITA Zahnfabrik，德国）和 IVOCLAR ProCAD（leucite；Ivoclar Vivadent，列支敦士登）等。应用 VinCrOn 的优势在于进行快速自动化生产，实现经济、迅速的修复方式。

2. WaxUp 软件

该软件将传统蜡型制作工艺与 CAD/CAM 技术相结合。主要适用于一些无法借助 CAD 程序完成设计的复杂修复体，以及部分不太熟悉计算机操作的牙科技工（该软件操作只需几个简单步骤即可）。同时，WaxUp 软件系统也是使用其他制造商所生产的产品制作全瓷修复体的很好选择。使用传统方法制作蜡型，材料为灵敏度很高的 Sirona 扫描蜡，使完成的蜡型直接用激光束进行扫描而不需涂布对比粉（对比粉有可能会形成错误的表面细节）。在 CEREC inLab 中，扫描结果允许设计者进行修改。通过使用 WaxUp 可以进行所有类型全瓷修复体的设计，而对于一些无法通过 CEREC 3D 实现设计的复杂结构，如不同就位道的桥体、种植体的上部结构等，更是具有较高价值。

3. FrameWork 软件

新一代三维冠桥设计软件，已整合入 CEREC inLab 中。适用于全瓷冠、种植体牙冠、固定桥的底冠和支架。使用材料包括：德国维他公司的 VITA VM7（In-Ceram Alumina、In-Ceram Spinel、In-Ceram Zirconia）和 VM9（VITA In-Ceram YZ——钇稳定型二氧化锆烧结陶瓷）。FrameWork 中桥体的设计程序功能较强，可分别选择、安放桥体和连接体，同时也可以将几个桥体整合入同一个修复体中。固位体、桥体、连接体的结构可从任意角度观察，并对切削轨迹进行精确计算。此外，考虑到 VITA In-Ceram YZ 在烧制时产生体积收缩，FrameWork 提供了模型扩大参数。即根据每个批号产品的收缩率对参数进行设定，再由计算机预设过量的修复体体积，以补偿收缩。

CEREC 系统是目前发展最为完善的牙科 CAD/CAM 系统之一，具有很高的

独立性和快速性,已在世界范围内得到广泛应用和报道。国内外多项临床研究显示,CEREC 系统制作的全瓷修复体具有较高的长期使用成功率,临床效果较好。

二、Kavo Everest 系统

卡瓦珠穆朗玛峰系统(图 8-11)又称 Kavo Everest,2003 年正式推出,是德国卡瓦公司为牙科技工室所设计开发的一套 CAD/CAM 系统。由扫描仪、计算机辅助设计系统、数控车床、结晶炉、专用材料及配套的专业技工台所组成。Kavo Everest是又一个集数据采集、设计、制作为一体的较为成熟的 CAD/CAM 系统,能够用于全瓷修复,适用范围包括嵌体、高嵌体、贴面、全冠以及冠桥底冠或支架的制作。有效实现了现代化义齿修复,为创造更好的临床效益提供了可能。

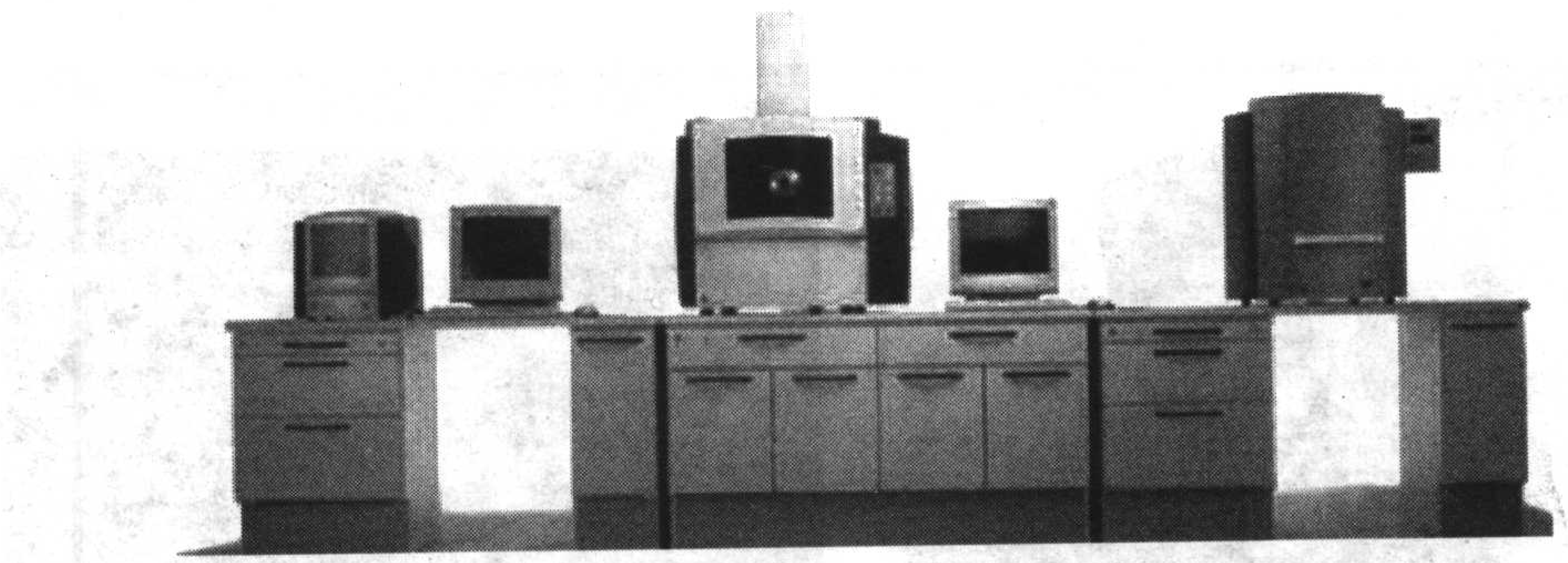


图 8-11 Kavo Everest 系统

(一) 系统组成(表 8-2)

表 8-2 Kavo Everest 系统组成

三维测量系统	Everest scan	珠穆朗玛峰扫描仪
计算机辅助设计系统	Everest CAD	珠穆朗玛峰设计软件包
切割研磨系统	Everest engine	珠穆朗玛峰研磨机
烧结系统	Everest therm	珠穆朗玛峰结晶炉
基本材料	Everest elements	珠穆朗玛峰坯料

1. 三维测量系统(Everest scan)(图 8-12)

该系统的扫描方式为多角度光栅投影扫描。系统由 CCD 传感相机、光栅投影仪及活动支持底座组成。传感相机分辨率可达 1 392×1 040 像素,测量野宽度 60 毫米×80 毫米,三维测量精确度<20 微米。适用于石膏代型和义齿蜡型的扫描。系统以光栅方式从 15 个投射方位记录被扫描对象的三维数据,之后可通过 CAD 软件对数据直接处理,无需进一步转化。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

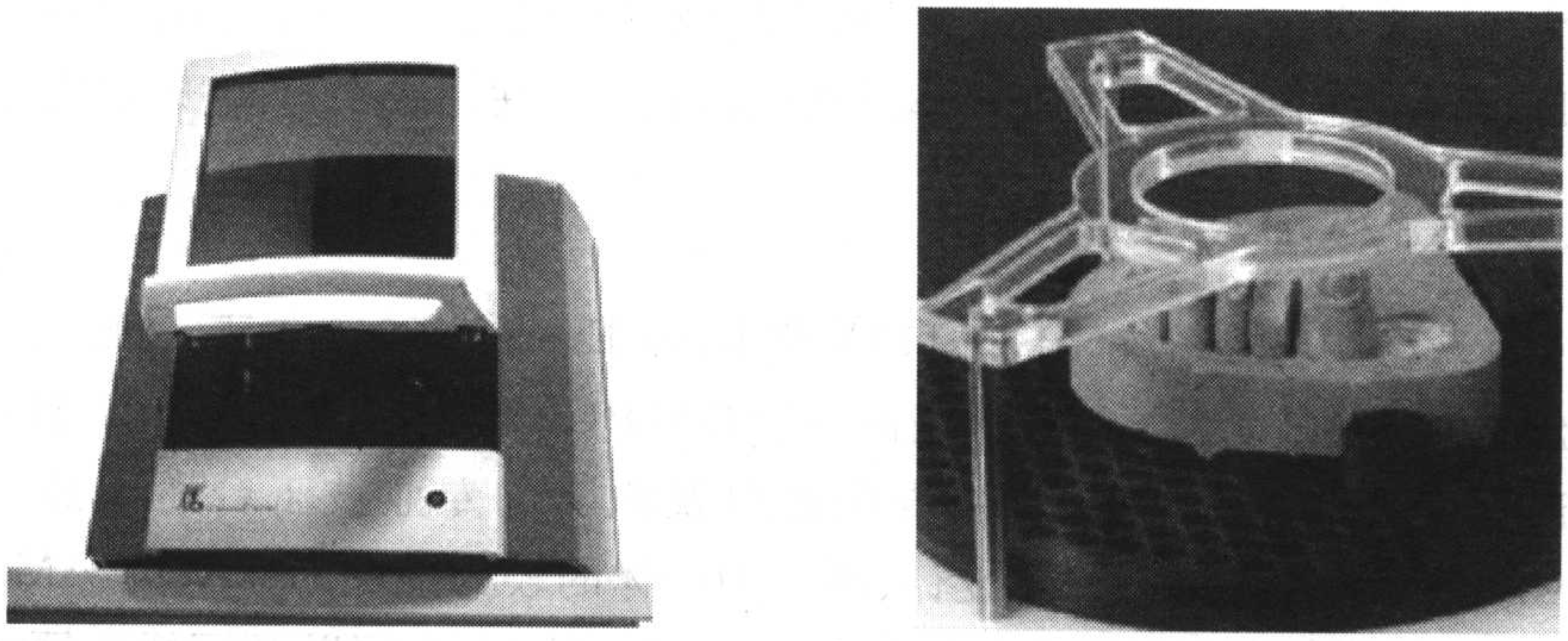


图 8-12　Everest scan 系统

2. 计算机辅助设计系统(Everest CAD)(图 8-13)

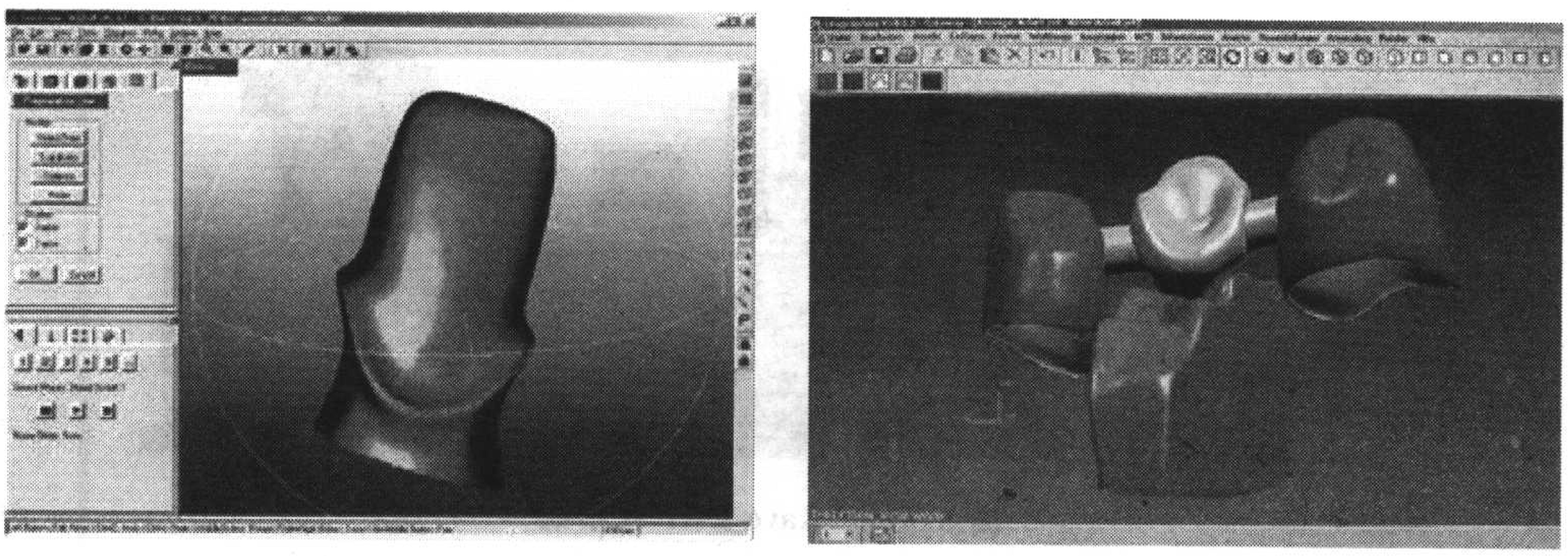


图 8-13　Everest CAD

该系统由扫描控制模块、表现模块、CAD 模块及 CAM 模块构成。

(1) 扫描控制模块：为三维测量系统 Everest scan 的操作界面。对石膏代型和蜡型的扫描在该模块的菜单控制下逐步进行，并对获得的数据进行自动优化。

(2) 表现模块：对从 15 个位置扫描记录的数据进行排列、拟合，形成数据集。再由模块进行数学表观计算，生成石膏牙或蜡型的三维结构。此过程中，还可自动识别预备体倒凹。

(3) CAD 模块：对嵌体、贴面、全冠或冠桥支架结构进行辅助设计的程序。备有多种工具，功能较为完善，如桥体龈端自动定位、虚拟蜡刀、咬𬌗面设计等。

(4) CAM 模块：为控制 Everest 研磨机实现数控加工的程序。可自动计算打磨数据，并控制研磨车针的旋转和进料速度以适应所选加工材料的特性。

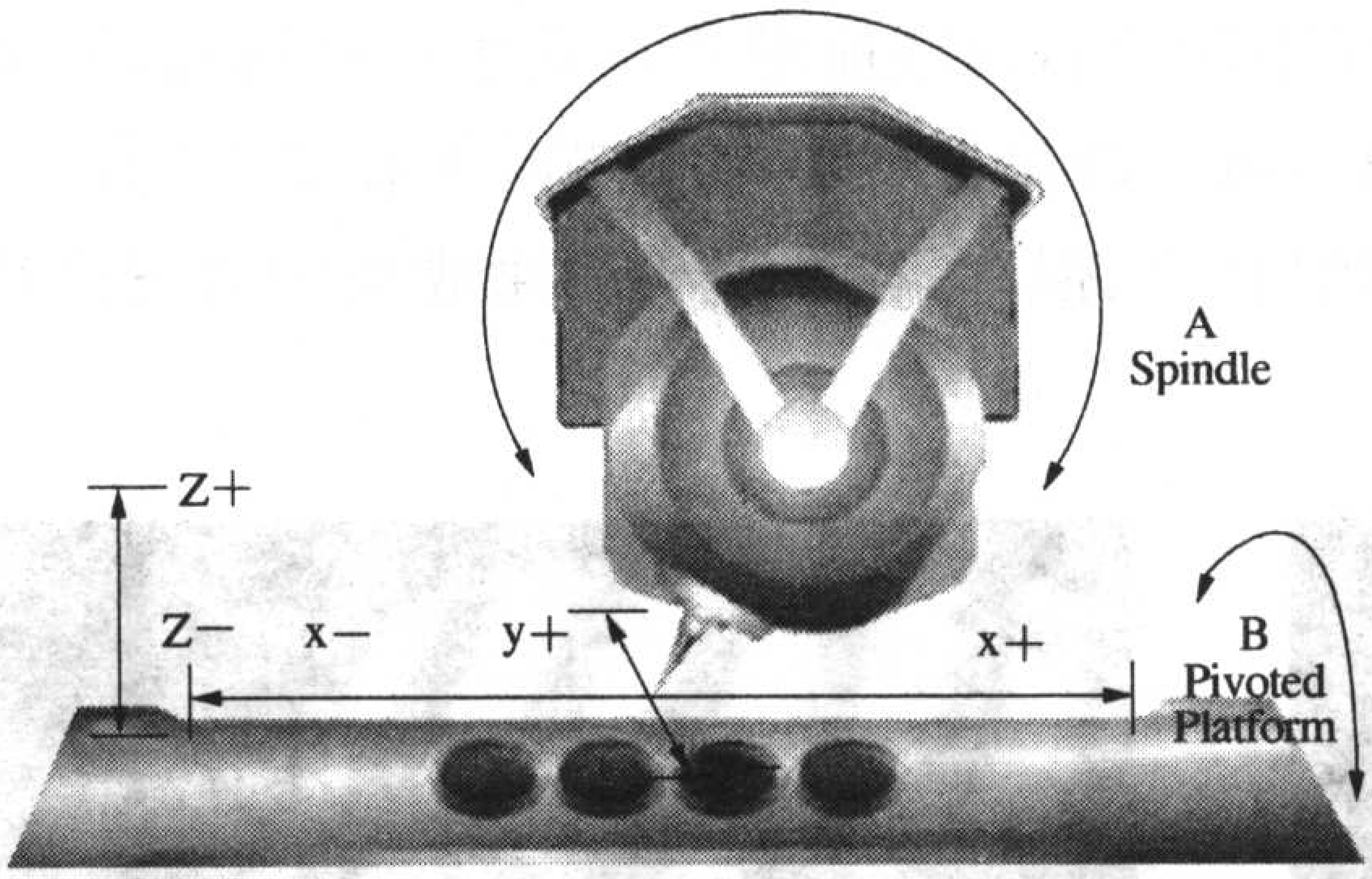
3. 切割研磨系统(Everest engine)

该系统由 5 轴切割研磨装置，具有 5 个自由度，分别为 X、Y、Z、A 和 B(表 8-3 和图 8-14)。具有长运作距离、宽广的操作范围和操作角度，能实现对倒凹部位

的精确磨切。系统装备有双精度工具研磨车针和桥型夹具,在 CAM 模块的控制下,最多可实现 16 个单位修复体的连续自动加工。

表 8-3　5 轴切割研磨装置

X 轴	250 mm	A 加工枢轴转动范围	240°角
Y 轴	100 mm	B 加工件旋转范围	420°角
Z 轴	70 mm		



A. 加工枢轴转动范围;B. 加工件旋转范围;
x^+ 和 x^- 水平相反的方向
Z^+ 上　Z^- 下　y^+ 前　y^- 后

图 8-14　研磨机加工自由度示意图

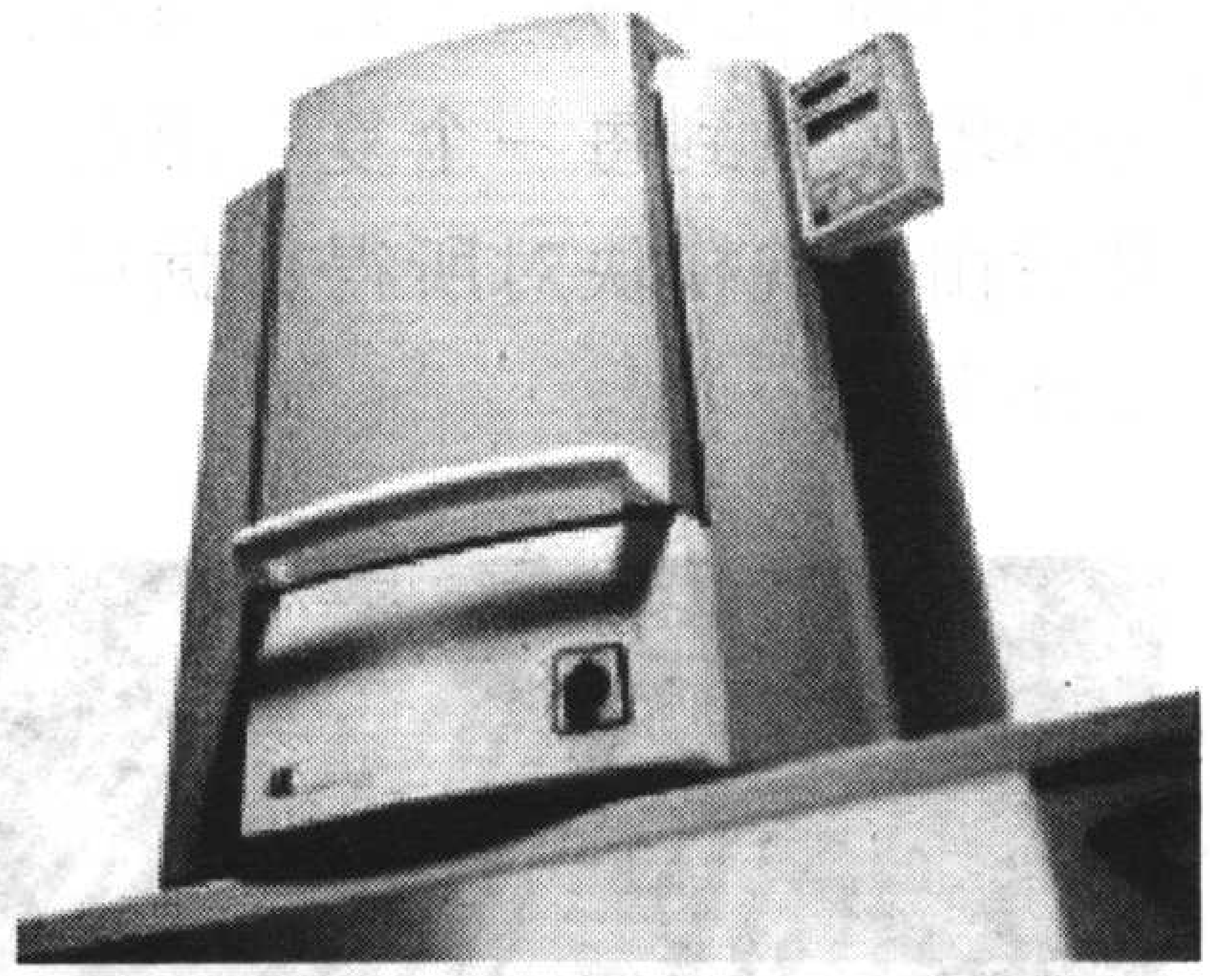


图 8-15　Everest Therm 系统

4. 烧结系统(Everest Therm)(图 8-15),X,Y,Z 分别为三维空间的水平,前后和垂直方向

即珠穆朗玛峰结晶炉,用于对切削完成的冠桥底冠、支架进行烧结,使其内部结晶,以达到预期的高强度。由控制面板或计算机主机自动控制,可同时完成数 10 个修复体的结晶烧结。

5. 基本材料(Everest Elements)

Kavo Everest 系统中,用于全瓷修复的珠穆朗玛峰坯料的有如下几种。

(1) Everest BIO ZS 坯料:预结晶,钇稳定型氧化锆陶瓷。

(2) Everest BIO ZH 坯料:致密钇稳定型,热均衡压缩氧化锆陶瓷。

(3) Everest BIO HPC 坯料:无收缩硅酸锆陶瓷。

(4) Everest G 坯料:白榴石增强陶瓷。

(5) IPS e. max CAD 坯料:二硅酸锂陶瓷。

(二) 修复体制作流程

1. 模型制备

按照常规方法进行全瓷冠的牙体预备,前牙形成直角肩台,后牙形成 135°角

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

凹形肩台。排龈线分离牙龈，精细印模材制取口腔内印模，灌制模型。推荐使用卡瓦指定的特殊石膏进行灌注，以获得无反射、无需照明的模型，可直接进行扫描。结固后，制作石膏可卸代型。如需将全冠直接切削成型，则先在代型上制作全冠蜡型以供扫描。

2. 模型扫描

见图 8－16、图 8－17。将石膏代型(或蜡型)固定在扫描仪支持底座上。通过 Everest CAD 软件中的扫描模块控制 Everest scan，从 15 个方位对模型进行光栅投射扫描，比例为 1∶1。同时载有模型的可活动底座沿垂直和水平轴转动，直至可靠地测量到每一个复杂形态与临界点。每单位代型的扫描时间在 2～4 分钟。然后由表观模块对所得数据进行数学计算、拟合，在计算机中生成相应的三维轮廓外形。

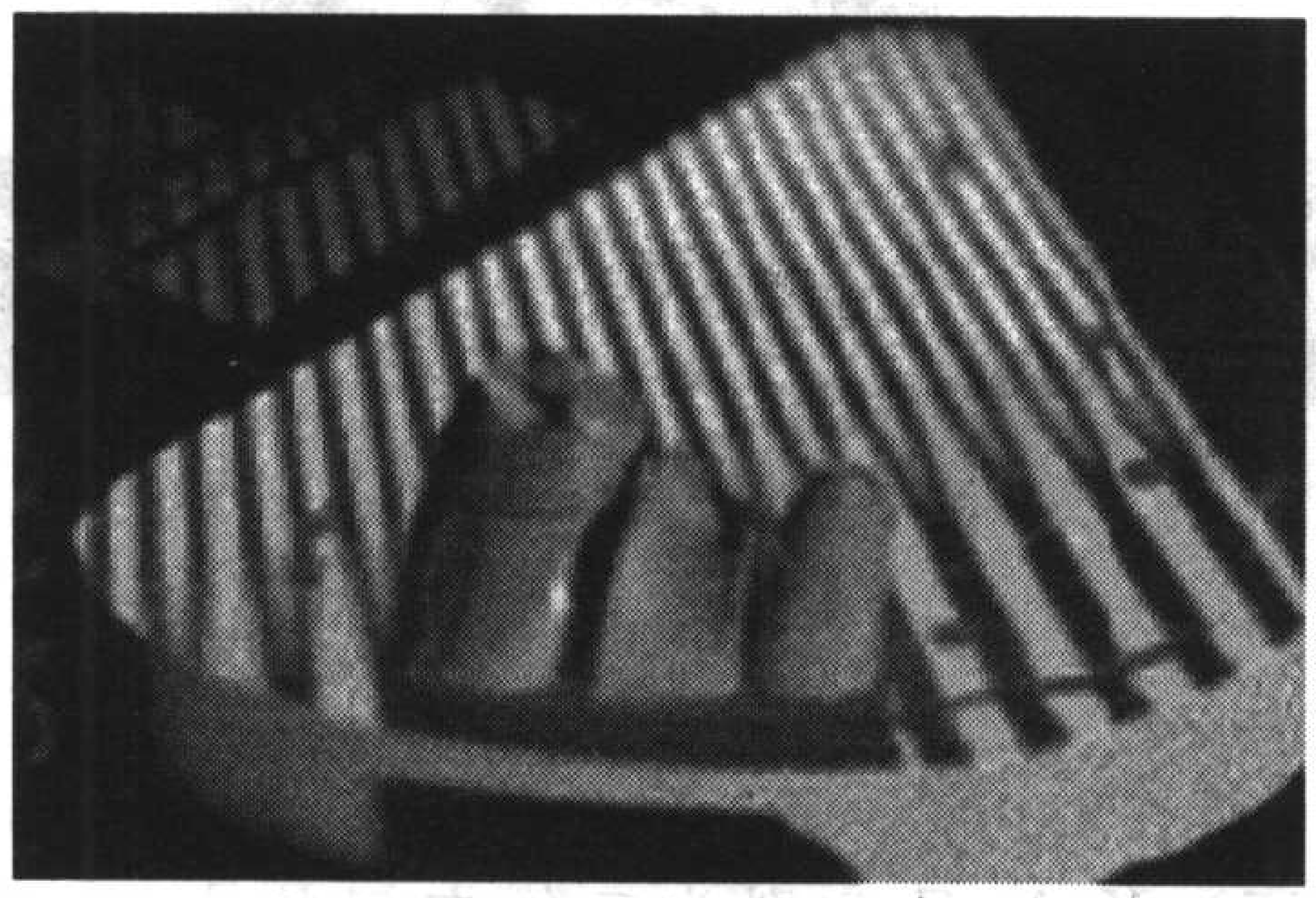


图 8－16　扫描石膏代型



图 8－17　扫描全冠蜡型

3. 修复体设计

在计算机主机中，运用 Everest CAD 软件包中的 CAD 模块对全瓷冠桥的底冠、支架结构进行设计。操作中，三维牙体模型可在屏幕上进行任意倾斜、旋转和缩放。通过输入全瓷修复体底冠的厚度参数值，系统可根据牙体制备的基牙解剖外形自动生成内冠的三维图形。同时，运用软件包的多种设计工具，对冠桥结构作更精确的编辑、调整。

(1) 虚拟蜡刀：用于模型的三维加工处理。对基牙的牙尖或牙体缺损部位进行虚拟材料(如虚拟蜡)的添加(图 8－18)或去除，从而快速、准确地设计内冠形态，并对内冠和桥体进行虚拟调改。可根据咬殆面印模快速、准确地恢复牙尖解剖外形。咬殆面距离指示器可帮助牙科技师计算饰面瓷所需要的空间。

(2) 虚拟咬殆面(图 8－19)：用于咬殆面的三维显示。将对殆牙的咬殆面以透明三维虚拟模板的方式显示在屏幕上。咬殆面与固位体内冠、桥体间的距离以不同颜色显示，从而可方便、快速、准确地设计内冠和桥体的解剖形态。

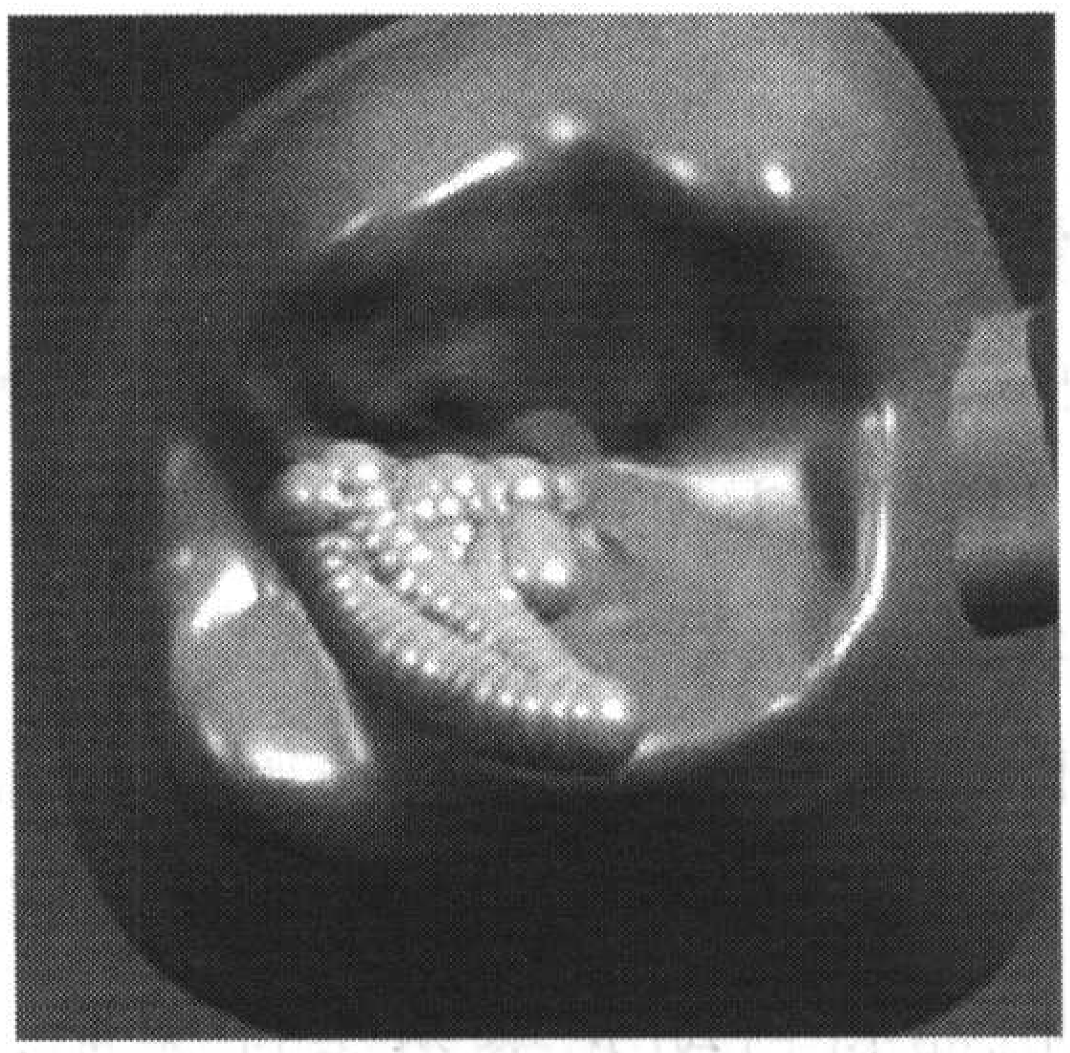


图 8－18　虚拟蜡刀加“蜡”

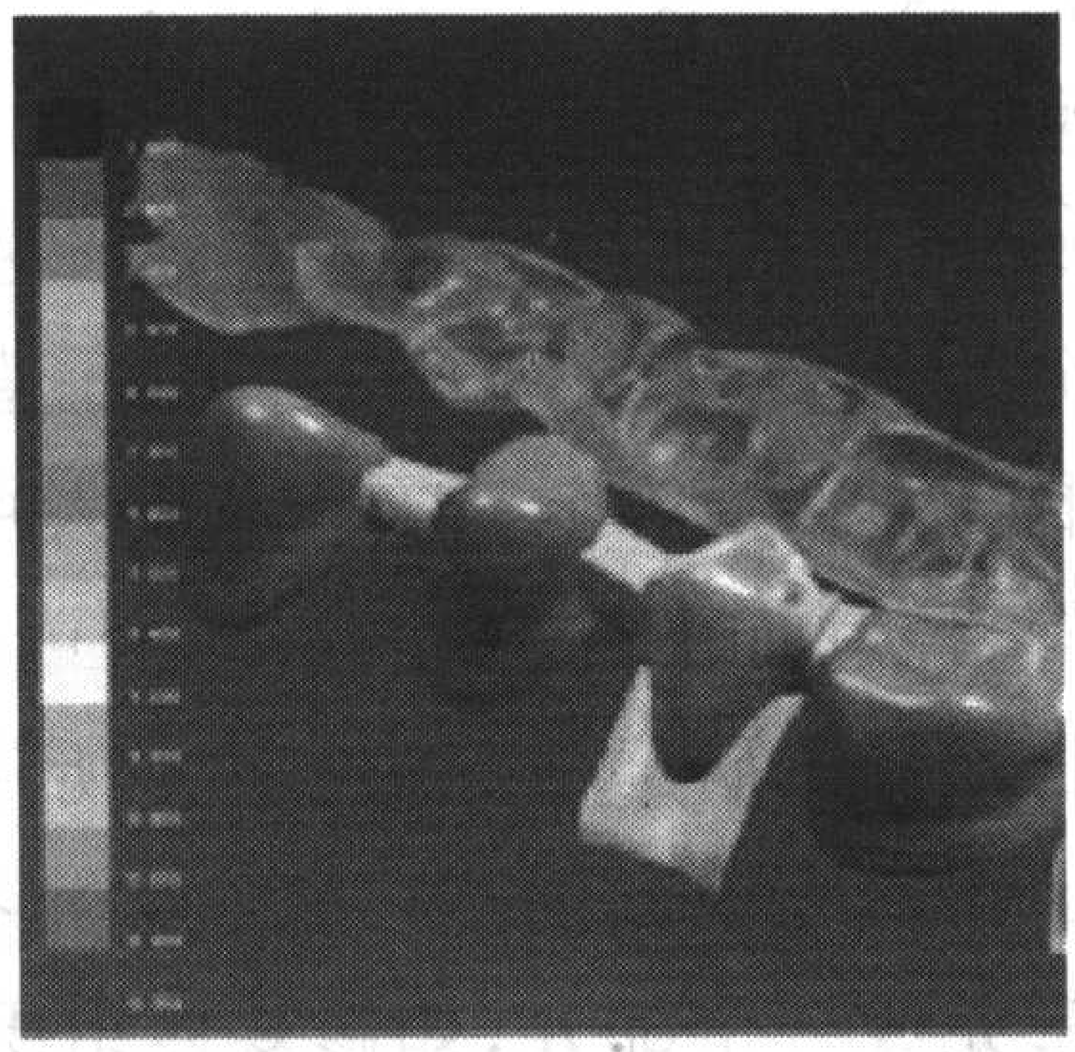


图 8－19　咬殆面的三维显示

(3) 连接体设计(图 8－20)：帮助牙科技师对连接体外形进行个性化设计，如连接体的位置等，修改、编辑连接体结构形态，可自动计算最安全的横截面积，并根据牙列缺损的具体情况得出不同数据。

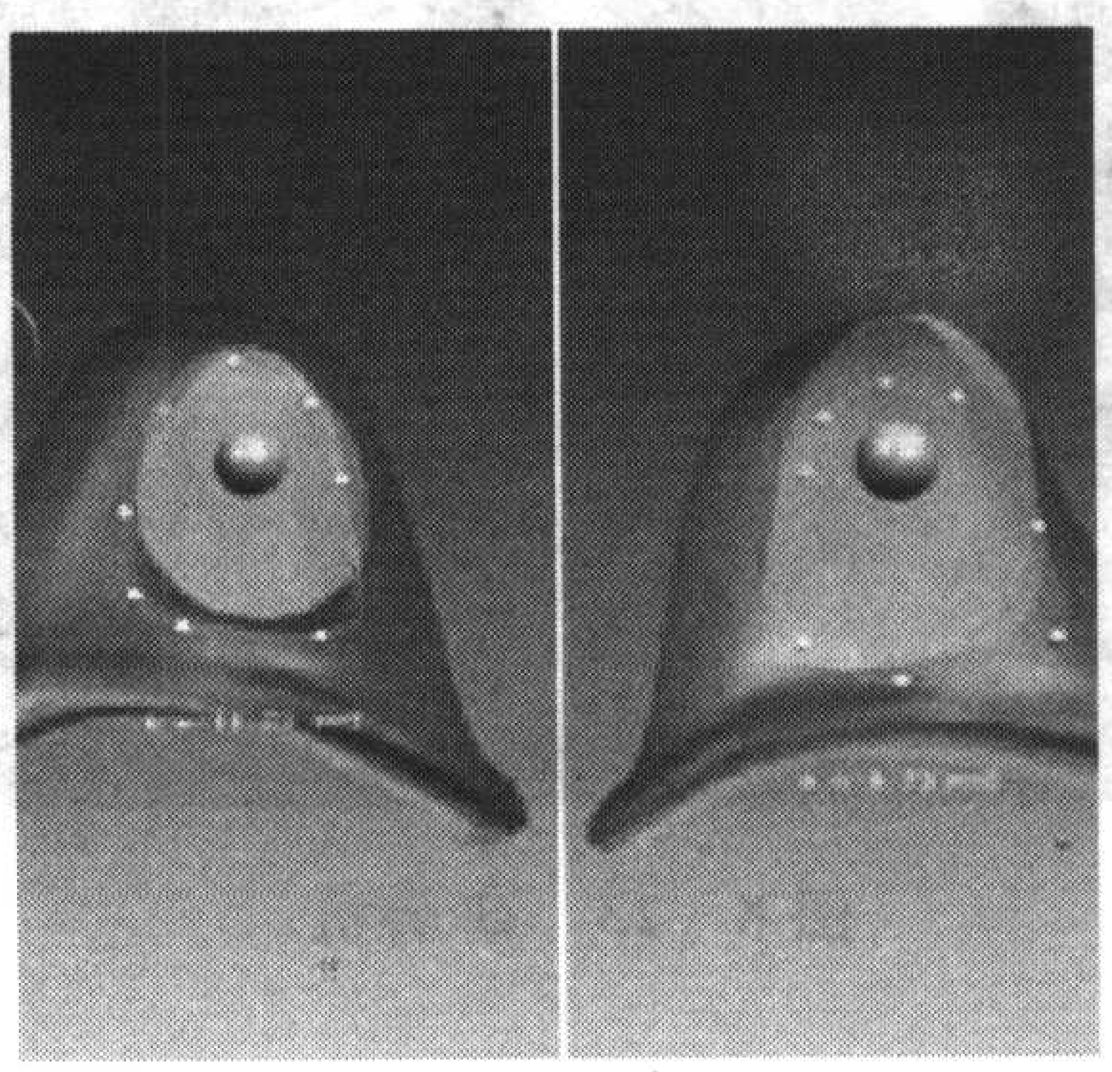


图 8－20　连接体设计

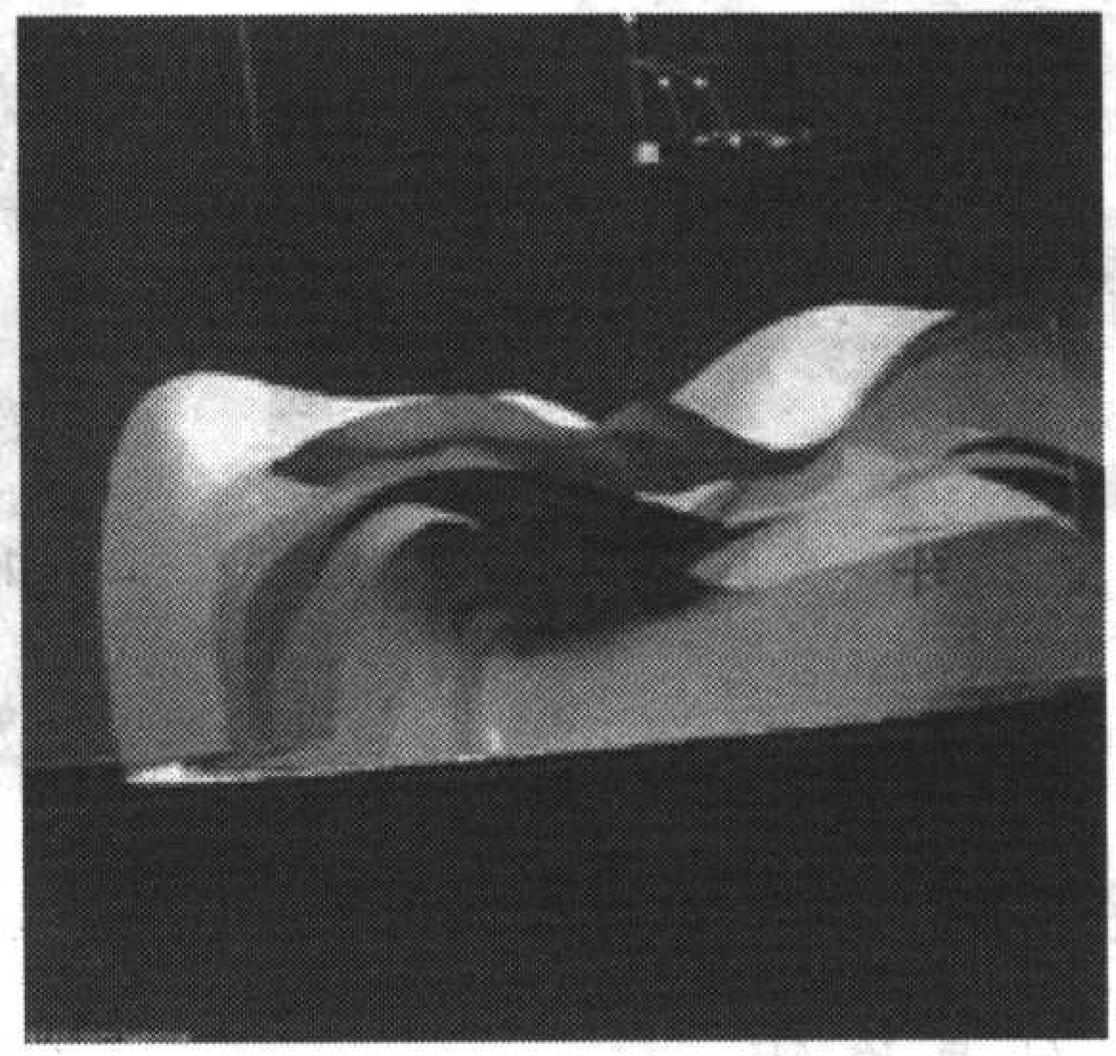


图 8－21　全冠的三维层次

(4) 咬殆面设计：通过一体化运算和人工智能功能，帮助获得模拟牙冠，并能自动生成固定桥。根据咬殆记录设计内冠、解剖内冠和具咬殆面形态的全牙冠。适用于单个牙冠及 3～4 个单位固定桥修复体的设计。此外，解剖内冠可从全冠中分离出来，形成全冠的三维层次结构(图 8－21)，可指示随后的饰面瓷层厚度。

4. 研磨加工

修复体设计完成后，由 Everest CAD 软件包中的 CAM 模块程序控制研磨机实现数控加工。根据修复体数据，模块自动计算研磨所需坯料的尺寸，以供参考。根据不同材料的情况，设置修复体的黏结间隙参数。同时，考虑到部分坯料，如 Everest BIO ZS 等，在之后的结晶烧结过程中会产生体积收缩，CAM 模块亦提供了模型扩大参数。可根据相关产品的收缩率对该参数进行设定，再由计算机预设

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

过量体积,以补偿收缩。所有相关 CAM 数据均在计算机和 Everest 切割研磨系统上自动生成。

Everest 切割研磨系统为5轴研磨装置,具有 X、Y、Z、A 和 B 5个自由度。X、Y、Z 轴分别代表三维空间的水平、垂直和前后方向;A 轴为加工枢轴的旋转范围,用于控制各种研磨车针的旋转,最大可达 240°角;B 轴为固定坯料的桥型夹具的旋转范围,控制加工件的旋转,最大可达 420°角。

在进行切割研磨前,首先需将所选坯料嵌入一种特殊的易塑性树脂,使其牢固地固定在底座中,之后,将底座固定在桥型夹具(图 8-22)上。进行研磨(图 8-23)时,每完成一个部分,如修复体组织面,机器将自动充填易塑性树脂,以起到对剩余部分的支持作用,确保加工的高度精确。此外,在整个研磨过程中,为适合所选加工材料的特性,CAM 模块将自动计算打磨数据并对研磨车针旋转和进料速度进行实时控制。

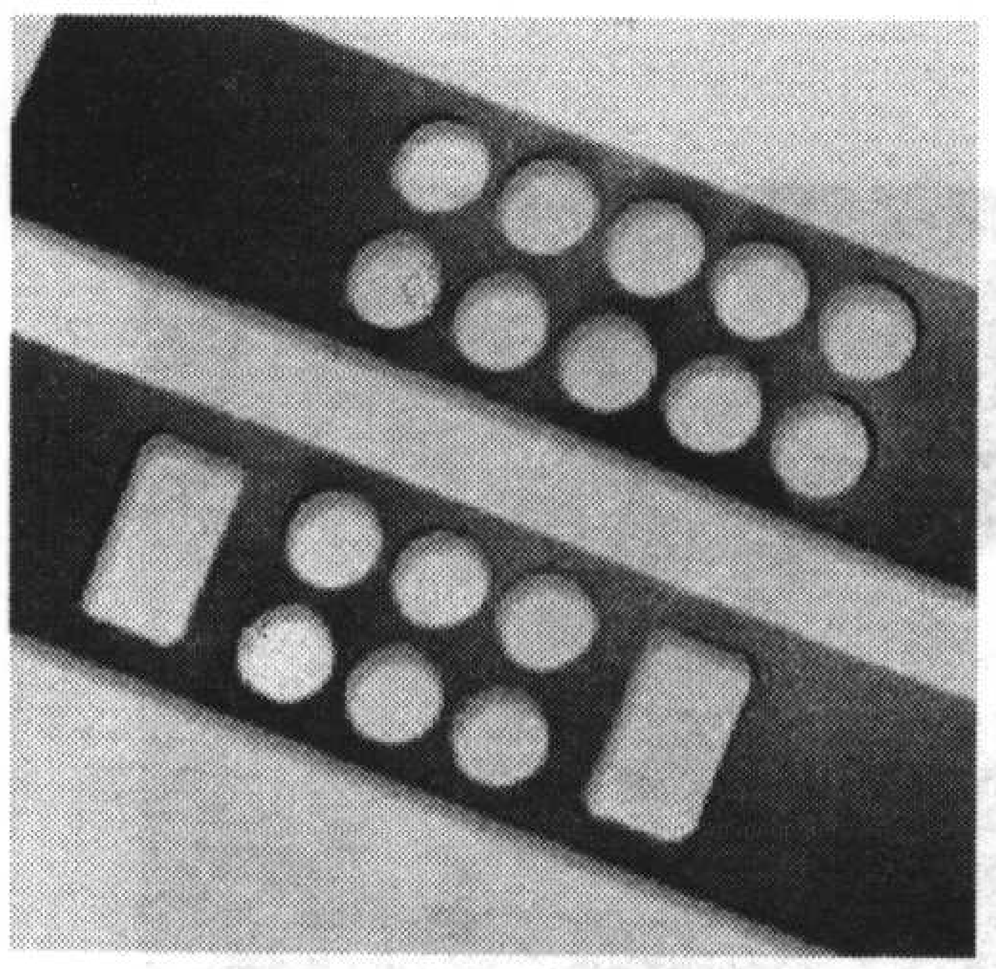


图 8-22　研磨机的桥形夹具

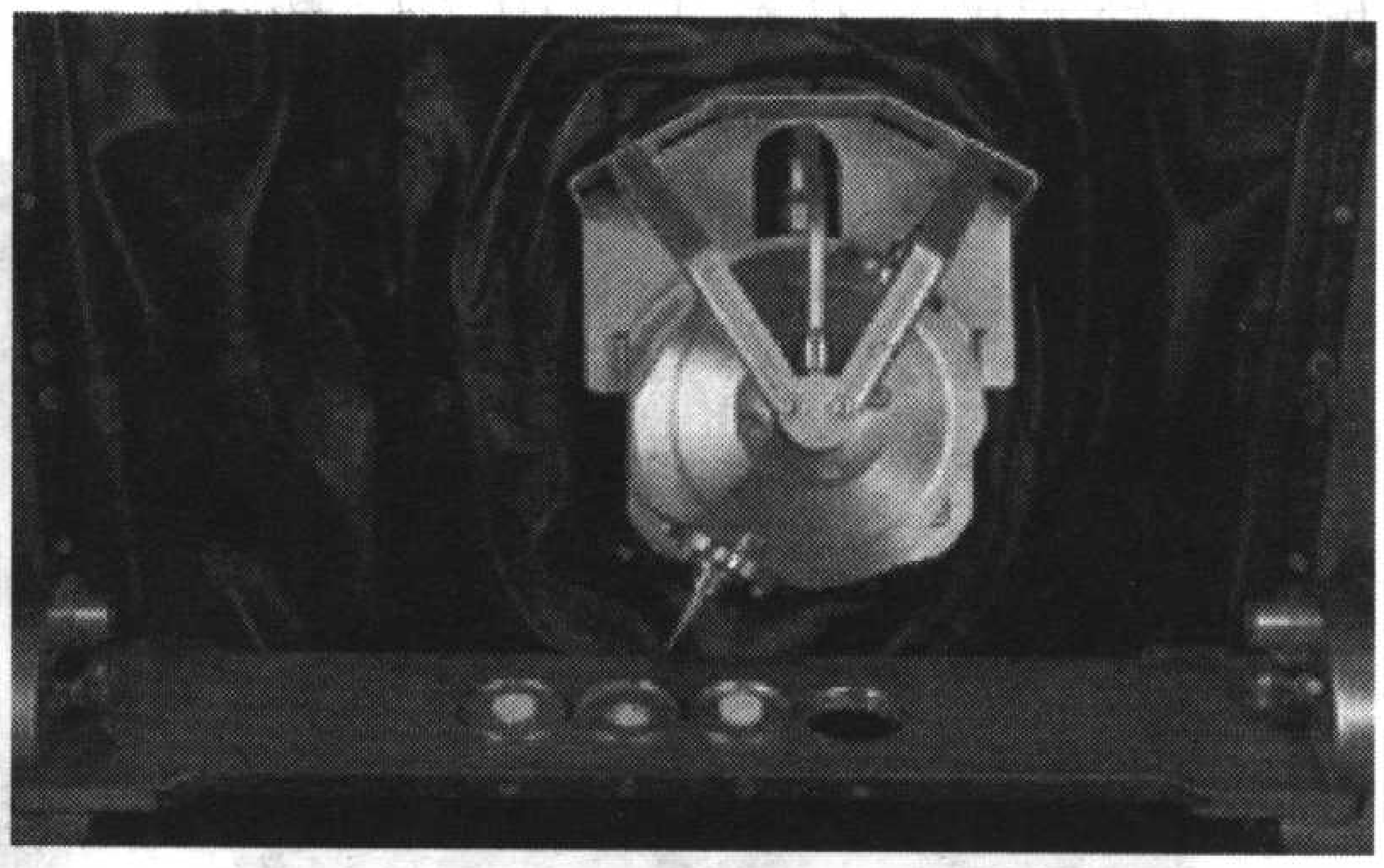


图 8-23　研磨机

5. 结晶烧结

使用珠穆朗玛峰结晶炉,对由部分坯料,如 Everest BIO ZS 氧化锆、IPS e.max CAD 等,切割完成的冠桥底冠、支架进行烧结,使之内部结晶,使修复体达到预期的高强度。结晶过程由控制面板或计算机主机自动控制,可同时完成数 10 个单位的结晶烧结。

6. 修复体完成

由 Kavo Everest 制作的全瓷修复体,仍需技工室进一步加工,方法随材料不同而有所差异。

(1) 白榴石增强陶瓷(Everest G 坯料)和无收缩硅酸锆陶瓷(Everest BIO HPC 坯料)制作的嵌体、高嵌体、贴面和全冠,可直接切削成形,之后使用 G-Stain 或 HPC Stain 进行表面染色即可完成修复体的制作。

(2) 氧化锆陶瓷(Everest BIO ZS、Everest BIO ZH 坯料)以及二硅酸锂陶瓷

(IPS e.max CAD 坯料)可用于前后牙区全冠和最长达45毫米的多单位固定桥(图8-24)的制作。由于氧化锆等晶相的加入,降低了瓷的半透明性,上述材料需要与色泽、透明度较好的饰面瓷材料结合使用,才可获得满意的美学效果。因此,在切削形成冠、桥的内冠或支架后,使用专用饰面瓷堆塑表面形态,并染色、上釉,完成修复体的制作。具体方法同常规全瓷饰面瓷堆塑。此外,白榴石增强陶瓷(Everest G 坯料)也可用于全瓷冠内冠的制作,表面使用G-Ceram、G-Stain进行饰面和染色。

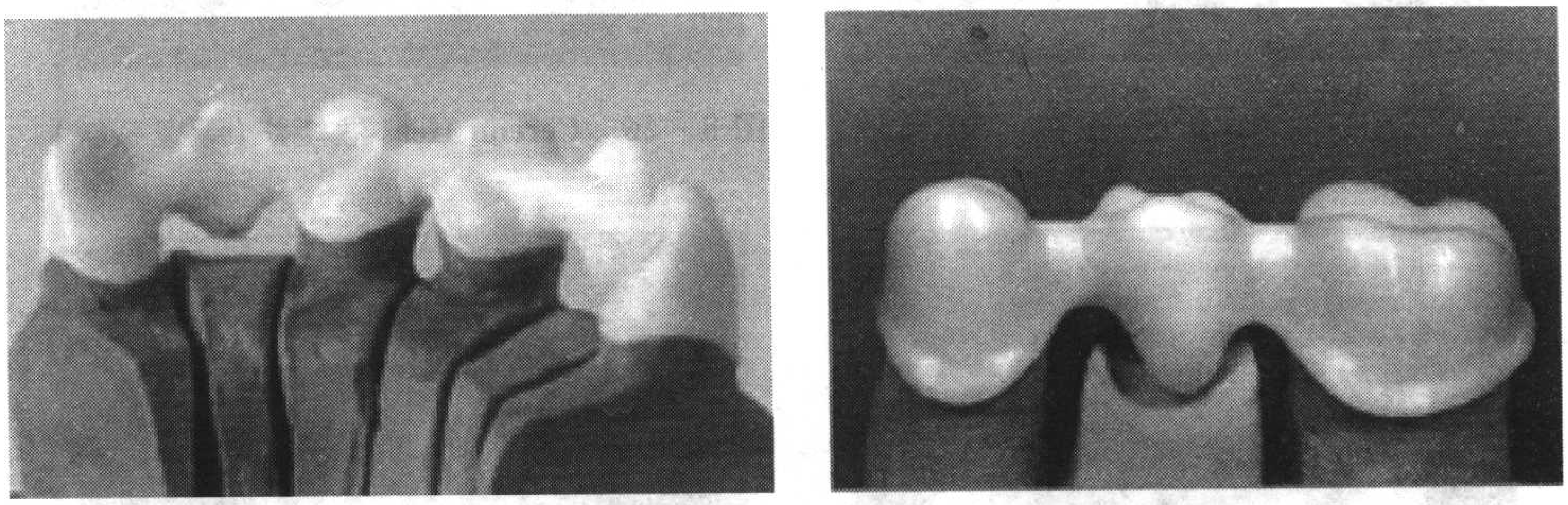


图8-24 氧化锆固定桥支架(前、后牙)

三、泽康(Cercon)系统

泽康系统(Cercon Smart Ceramics system, Cercon 系统)是由苏黎世联邦技术学院(ETH)与苏黎世牙医学院合作开发而成的一种CAD/CAM系统,曾以DCM(直接瓷材切削加工)的名称见诸于多种文献和报道中。2002年,在与德国DeguDent公司合作后,该系统获得进一步完善并正式推出。

与CEREC、Kavo Everest系统相比,Cercon系统的特点是将传统的蜡型制作工艺与机械切削加工相结合,省却了修复体的CAD设计。主要适用于以二氧化锆材料为内冠的全冠和多单位固定桥(最长达38毫米)支架的制作。

(一) 系统组成

该系统包括Cercon Brain主机(图8-25)、Cercon Heat(图8-26)煅烧炉及专用材料(图8-25、图8-26)。Cercon Brain主机集成了激光扫描仪、计算机中心和研磨切削系统。专用材料指Cercon base氧化锆瓷块、Cercon Ceram饰面瓷粉。

(二) 工作流程

见图8-27、图8-28。

(1) 常规全瓷冠牙体预备,精细印模材取模,灌制石膏模型。石膏结固24小时后,由牙科技工在模型上制作冠桥的内冠或支架蜡型。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

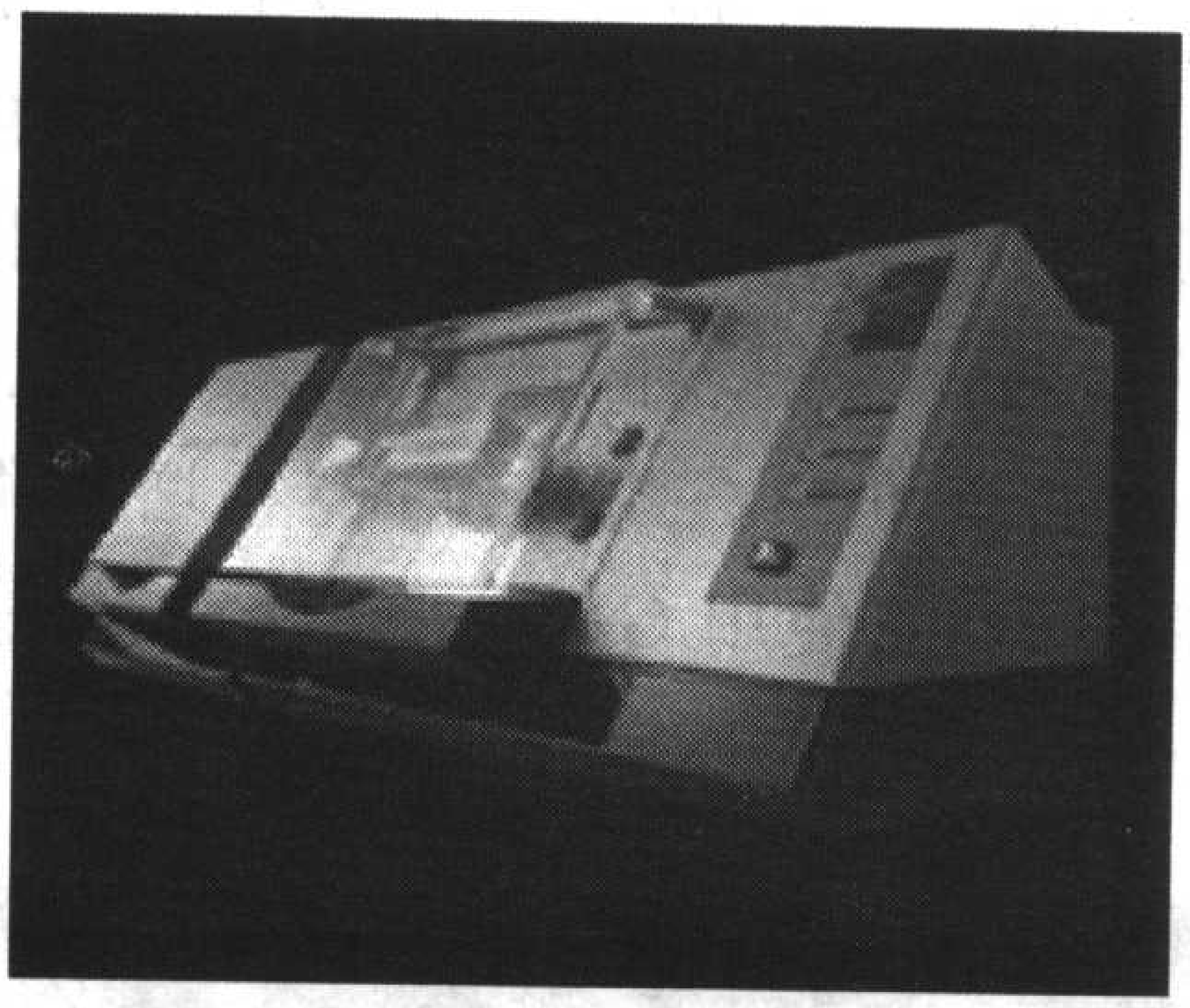


图 8－25　Cercon Brain 主机（泽康系统）

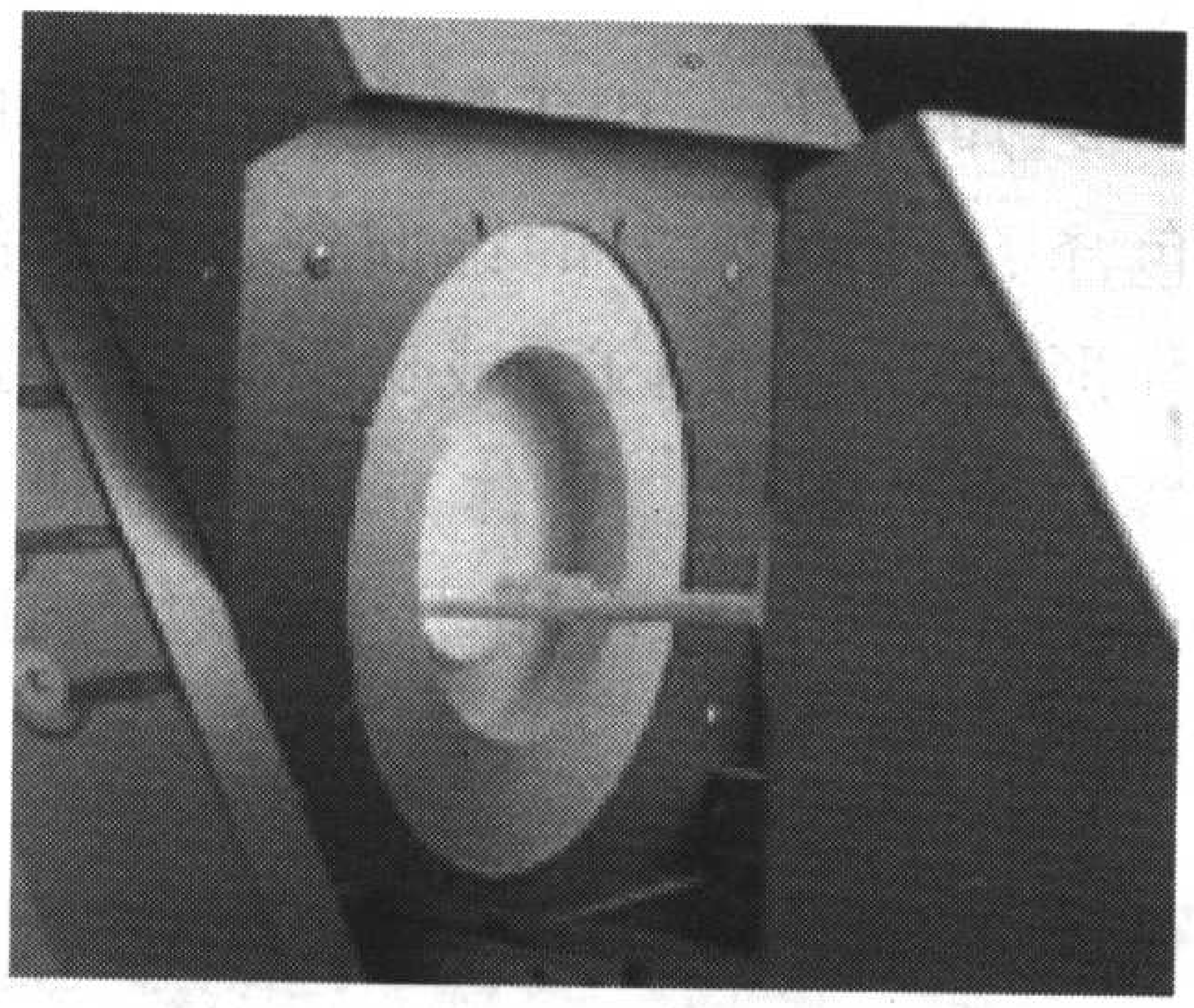


图 8－26　Cercon Heat 煅烧炉（泽康系统）

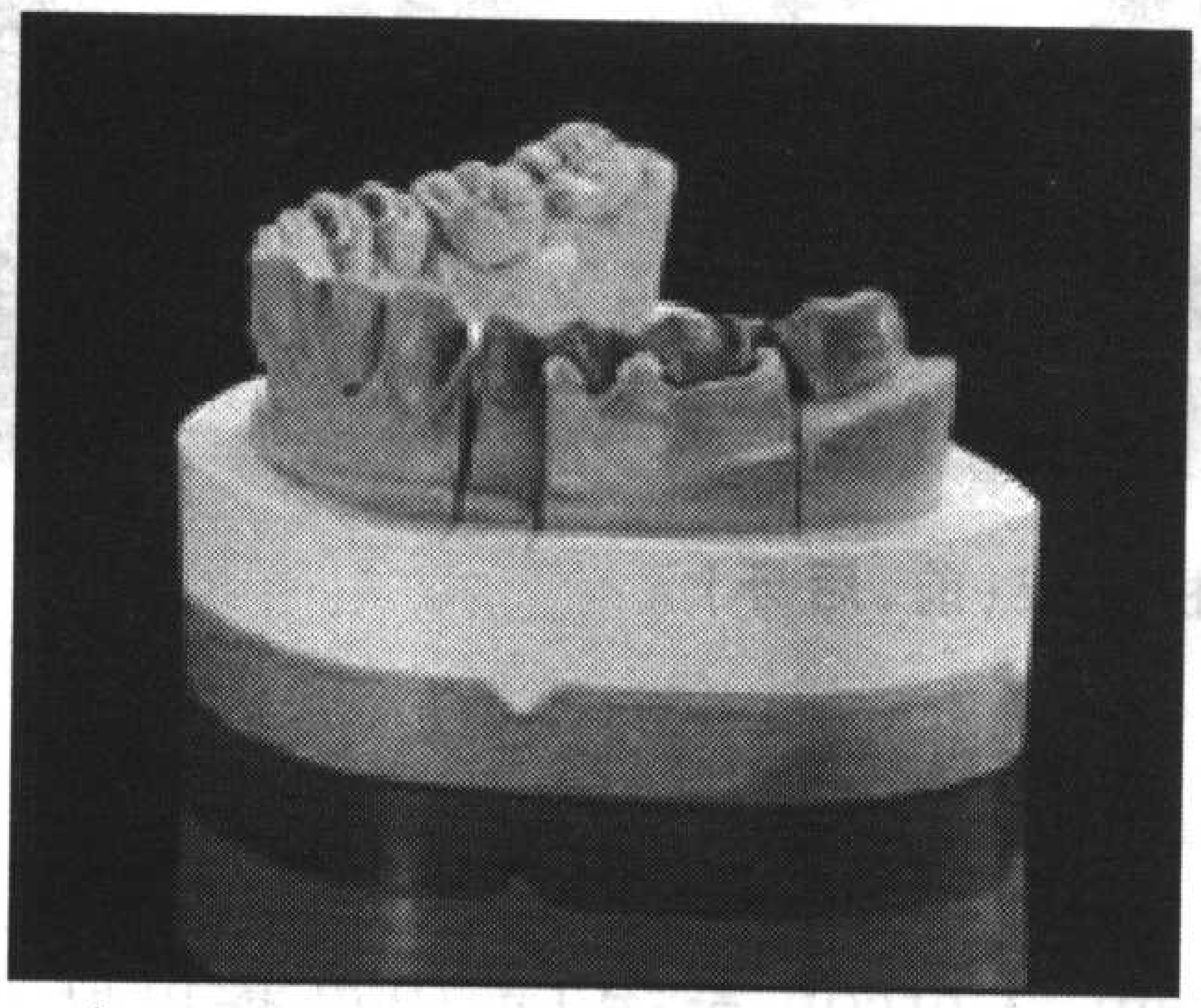


图 8－27　制作支架蜡型（泽康系统）

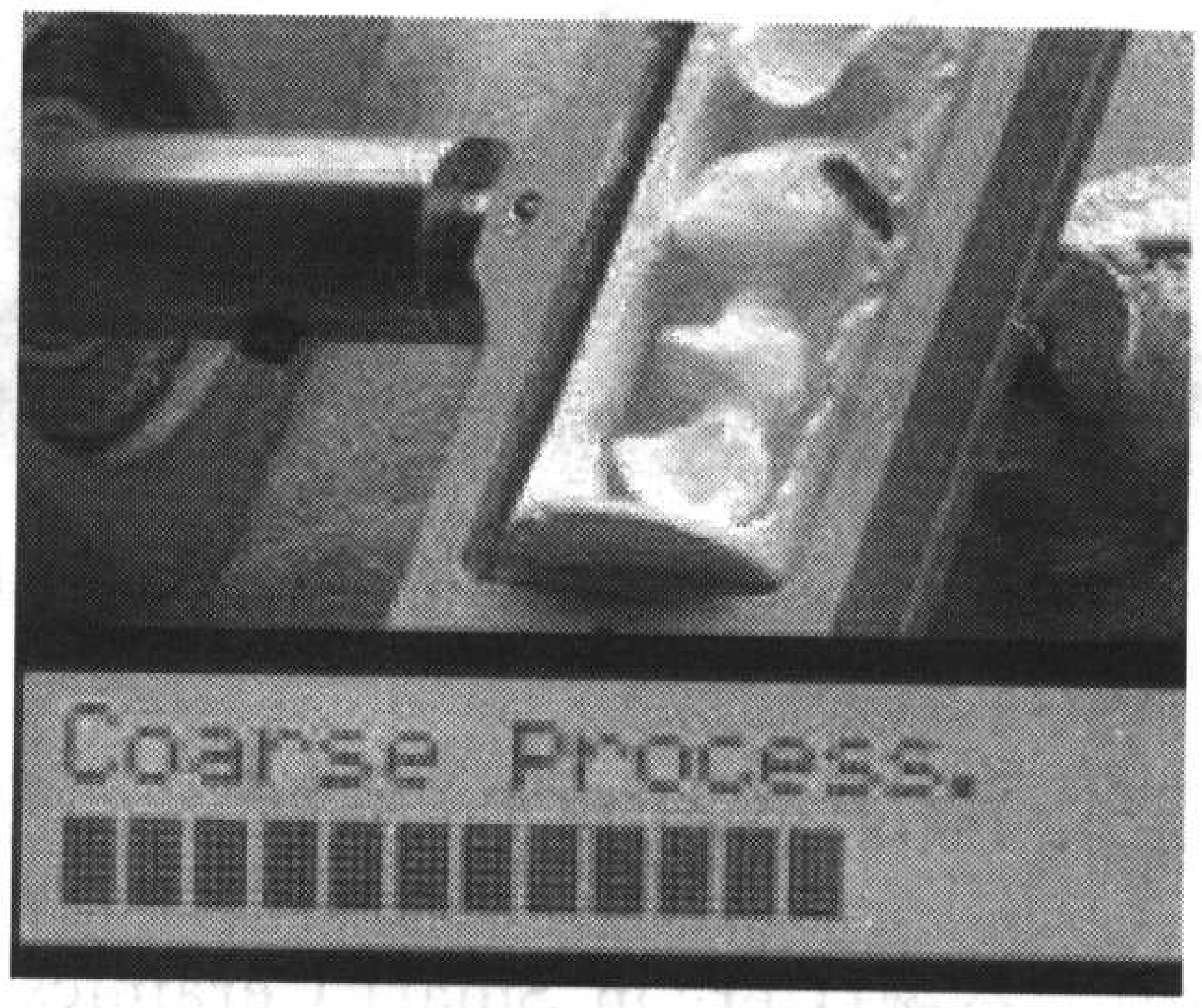


图 8－28　数控切削（泽康系统）

（2）以激光束对修复体蜡型作非接触式光学扫描，记录蜡型三维数据。之后在计算机辅助下，根据二氧化锆瓷块的收缩率，预设切削后修复体体积的延展放大值，以补偿收缩。

（3）根据扫描及计算后形成的 CAM 数据，由泽康系统主机（Cercon Brain）中的切割研磨装置对专用（Cercon base）瓷块进行数控切削，形成二氧化锆内冠、支架。通常情况下，单个内冠的扫描及切削时间约为 26 分钟，三单位固定桥约为 50 分钟，四单位固定桥则需 65 分钟。

（4）将切削成型的内冠、支架置于泽康系统煅烧炉（Cercon Heat）内，在 1 350℃下高温烧结 6 小时，使氧化锆内部进一步结晶，达到预期的高强度。

（5）在经煅烧强化处理后的内冠、支架上，使用匹配的泽康系统瓷粉（Cercon Ceram）堆塑形态，并染色、上釉，完成全瓷修复体的制作。

四、Procera 系统

全称为 Procera AllCeram 系统。由 Andersson 和 Odèn 设计，瑞典 Nobel

Biocare AB(原为 Nobelpharma AB)和 AB Sandivk Hard Materlals 公司共同研制开发,1987 年在瑞士首次展出。该系统将工业技术与牙科 CAD/CAM 相结合。

（一）系统组成

系统由 CAD 和 CAM 两部分构成。CAD 部分指 Procera 识读器或数字化仪,包括 Procera 扫描仪、IBM 计算机主机、设计软件、及传送媒介。CAM 部分指 Procera 精密加工机(Procera CAM)与工业成形技术,可根据传送的数据进行氧化铝底冠的精确加工。

（二）工作流程

1. 牙体预备,灌制模型

要求预备出 1.0～1.5 毫米的间隙,殆面预备至少达 2 毫米。边缘设计为凹面形。预备体表面应光滑、圆缓,避免尖锐转角。预备完成后,精细印模材取模,印模要求清晰、细腻、准确,尤其是颈缘部分。超硬石膏灌制模型,并制作活动代型。使用 Vita 传统比色板比色,用 Procera 调色板调配颜色。

2. 计算机辅助设计(CAD)

使用 Procera 扫描仪扫描预备体代型并记录三维数据,时间为 3～5 分钟。然后,在 IBM 计算机主机内运用厂家提供的设计软件,生成三维数字化代型,再根据实际所需厚度,设计全瓷修复体底冠,时间为 5～10 分钟。设计软件的另一个重要功能为模型扩大参数,能够将数字化代型放大 12%～20%,以补偿氧化铝 15%～20%的烧结收缩。

3. 数据传输

设计完成后的数字化代型与底层冠数据,通过国际互联网传送到 Procera 工作站,即位于瑞典斯德哥尔摩的 Procera Sandivk AB 制造厂。

4. 计算机辅助制造(CAM)

首先,Procera 精密加工机(Procera CAM)根据传送来的数据精确地将放大后的数字化代型转换为机制代型。然后,采用工业上的干法加压成形技术以极高的压力将纯度高达 99.9%以上的 Procera AllCeram 氧化铝细粉压在机制代型上,形成氧化铝底层冠坯体。坯体内表面形态由代型外形决定,其外表面则通过 Procera 精密加工机(Procera CAM)精细研磨形成。

5. 氧化铝陶瓷的烧结

底层冠坯体完全成形后,从机制代型上取下,在 1 550℃高温下烧结。烧结后的氧化铝底层冠呈半透明象牙色,强度高,具有很好的边缘适应性。

6. 表面饰瓷

由 Procera 工作站制作完成的氧化铝底层冠邮寄回牙科技工室,进行表面饰面瓷的堆塑。饰面瓷通常为专用低膨胀烤瓷,早期使用 Vita Vitadur N,近年来可

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

使用瑞典 Nobel Biocare AB 公司开发的 Procera Porcelain Allceram,匹配效果更佳。上瓷方法同常规饰面瓷堆塑。

五、Sopha/Duret 系统

20 世纪 70 年代中期,法国牙医 Francois Duret 率先将 CAD/CAM 技术引入口腔修复是设计和制作中。1992 年,Duret 教授应邀前往美国南加州大学牙科学院计算机图像室任主管及客座教授,开始与美国加利福尼亚州洛杉矶的 Sopha Bioconcept 公司合作开发 Sopha CAD/CAM 系统(又称为 Duret 系统)。

(一) 系统组成

由相对独立的"光学印模"系统,CAD(WAX3100 工作站),和 CAM(数控加工中心)组成。可用于全瓷嵌体、贴面、全冠等的制作。

(二) 工作流程

1. 采集"光学印模"

Sopha 的"光学印模"系统为激光干涉式照相机,可对石膏工作模型进行三维激光扫描,获取数字化牙颌模型,也可在口内直接制取"光学印模"。其工作原理为从多个不同角度摄取图像,采用"边界重合"技术拟合为三维数字化图形。

2. 修复体设计(CAD)

将获得的三维数据传送至 WAX3100 工作站,建立显示基牙、邻牙和对殆牙的三维立体图形。操作者在该图形上确认基牙的颈缘线、与邻牙的接触点、近远中径以及颊舌径等。然后,计算机根据确认后的数据,对数据库中预存的 98 颗标准牙冠图形进行搜索、匹配,将最为接近的一颗"牙冠图形"调出,就位于基牙上,并根据与邻牙、对殆牙的空间位置关系自动缩放直至合适。工作站的设计软件提供的工具窗口可将局部细节放大至 20 倍,因此操作者可对牙冠形态作更精细的调整、修改。

3. 修复体的制作(CAM)

修复体设计完成后,各种参数自动传送至 CAM 系统,进行数控切削加工。该 CAM 系统为装有 5 个轴和 12 个轴切削刀具的数控铣床,刀具库中放有 8 种不同形状的刀具,可用于各种修复体形态的切割。加工过程自动进行,采用封闭式循环冷却液降温。此外,该系统还具有加工磨具磨耗补偿功能,以确保制作修复体的精确度。

4. 修复体的完成

对切削成型的瓷嵌体、贴面或全冠进行打磨,并染色、上釉,完成制作。

六、Celay 系统

Celay 系统由瑞士苏黎世大学牙科学院的 Eidenbinz 设计，于 1990 年在慕尼黑第一次展出，现由瑞士 Mikroma 公司生产。

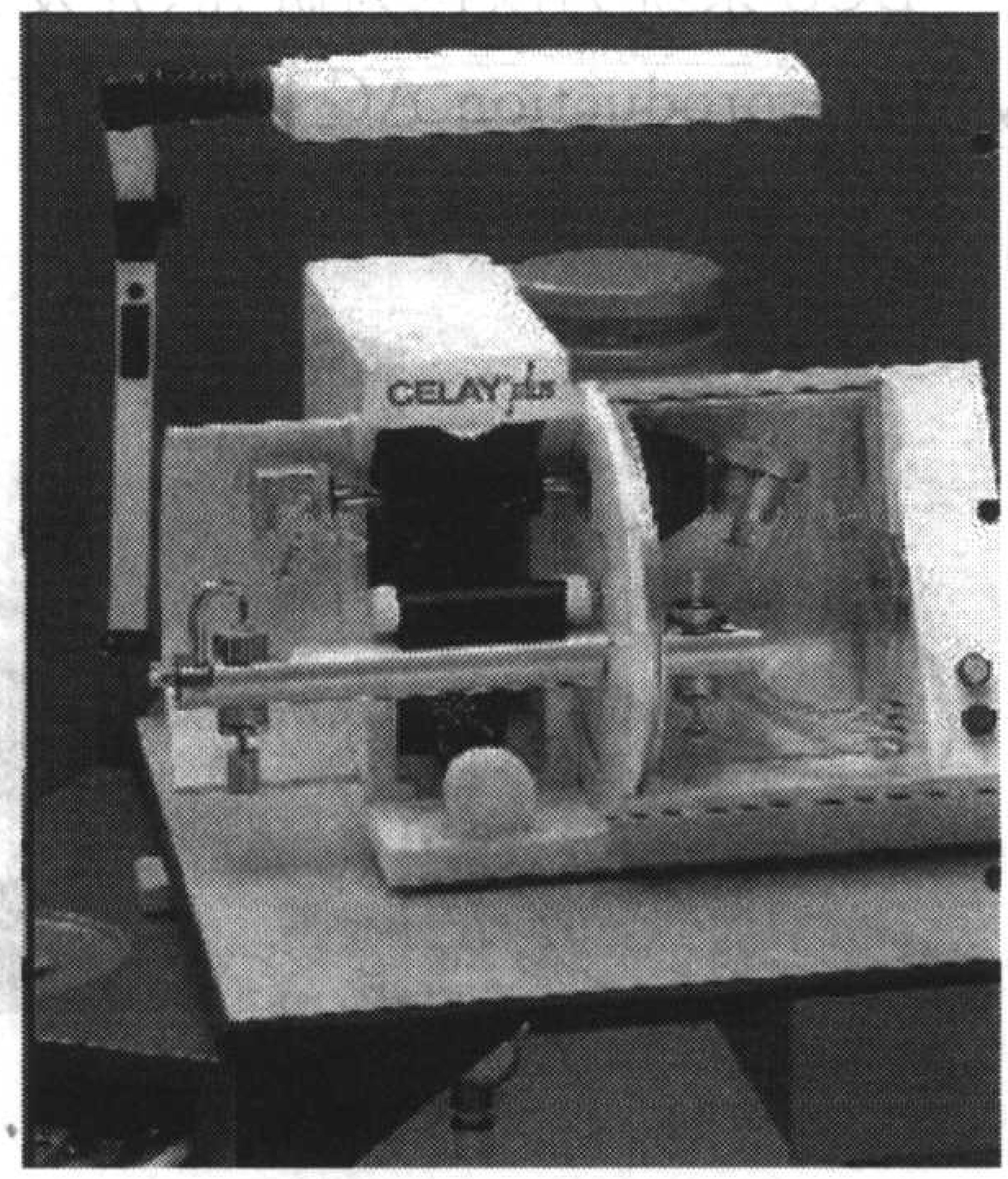


图 8-29　Celay 系统

该系统并不是完全意义上的 CAD/CAM 系统，由一个接触式数字化仪和一个微型铣床组成。数字化仪“读”取在口内或代型上制作的树脂嵌体的表面形态，并将形状信息直接传递到铣床上，类似于一个小型钥匙复制机器，所以又称复制切磨系统。主要用于加工嵌体、高嵌体。工作时，首先制作并调殆树脂嵌体，要求树脂嵌体的表面强度高，微传感头接触下不会产生破损，然后将大小合适的预成瓷块、树脂嵌体分别置于微型铣床和微传感头下。此时，传感头沿树脂嵌体表面移动，并把获得的数据同步传递给加工铣床，使之对瓷块进行同步切削。

20 世纪 90 年代中期，苏黎世大学与德国 Vita 公司合作，将 Celay 加工系统与 In-Ceram 技术相结合，推出了新的 Celay/In-Ceram 全瓷修复系统。Celay/In-Ceram 是使用 Celay 技术加工玻璃渗透前的 In-Ceram 多孔陶瓷块。该瓷块为工业方法制成的预烧结成品，颗粒分布均匀，具有很强的毛细管作用，使之后的玻璃渗透时间由 4 小时缩短到 40～50 多分钟，加上不需进行烧结，因而临床上可在一天内制作出 In-Ceram 全瓷修复体。方法步骤如下：

(1) 牙体预备，取模，灌制工作模型。

(2) 制作石膏代型，涂间隙料。

(3) 制作光固化复合树脂材料的冠桥内冠、支架。

(4) 使用 Celay 系统，以树脂模型为母板复制切削 In-Ceram 工业瓷块。

(5) 修整 In-Ceram 多孔陶瓷内冠或支架。

(6) 玻璃渗透。

(7) 使用 VITA Alpha 瓷粉进行表面饰瓷。

在起初的 Celay/In-Ceram Alumina 之后，德国 Vita 公司又相继推出 In-Ceram Spinel、Zirconia 瓷块，分别用于前牙全冠和后牙固定桥。使 Celay/In-Ceram 系统的功能更趋完善，可进行各类全瓷修复体的制作。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

七、其他CAD/CAM全瓷修复系统

（一）DCS Precident 系统

DCS系统为以色列研究、开发，并由瑞士巴塞尔的DCS（Digitizing Computer System）production AG公司生产制造。DCS Precident为其最新推出的CAD/CAM全瓷修复系统。该系统由激光扫描仪Preciscan、设计软件和数控切削设备Precimill组成。对石膏工作模型实施非接触式激光扫描，速率达每分钟3 000节点，可同时测量14个单位。生成的数字化模型输入计算机，使用基于Windows NT系统的Dentiform软件进行全瓷修复体的设计，范围包括全冠、底冠及固定桥支架等。最后使用数控切削设备Precimill（图8－30）依据设计后数据对预成瓷块进行加工。此外，DCS Precident系统支持网络数据传输，可实现修复体的远程异地加工，方式类似于Procera系统。

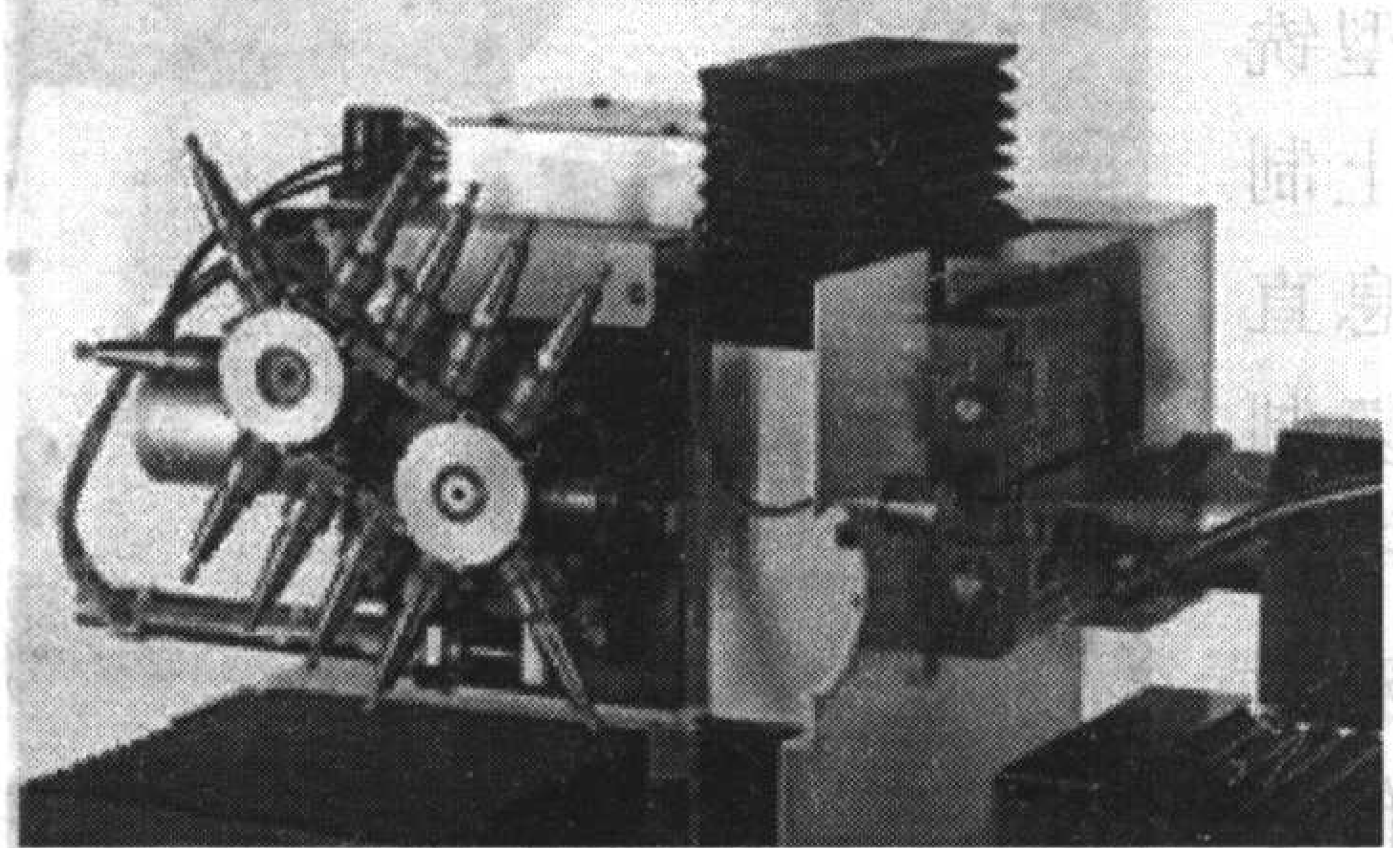


图8－30 Precimill研磨切削

（二）CICERO系统

荷兰系统（computer integrated ceramic reconstruction, CICERO）由荷兰Elephant公司研制推出。制作全瓷冠主要包括以下步骤：扫描石膏代型获得三维数字化模型，CAD软件设计全瓷冠的结构层次，加压、烧结形成坯体，计算机连续切割高强度氧化铝底冠、牙本质瓷以及切端瓷，最后在技工室染色、上釉，完成全瓷修复体的制作。在设计过程中，CICERO系统可通过计算机模拟下颌三维运动，有效去除可能的𬌗干扰，故制作的全瓷修复体在静态和动态时均可达到最广泛𬌗接触。

（三）Lava 系统

美国Lava全瓷修复系统（Lava All-Ceramic system），是由美国3M ESPE公司设计开发的牙科CAD/CAM系统，于2003年正式推出。系统由Lava高精度扫描仪，Lava CAD设计软件，研磨成形机，及Lava烧结炉构成。主要用于二氧化锆冠、桥内冠或支架的制作，其结构、功能与Kavo Everest相似。

对工作模型采用非接触式高精度光学扫描，自动记录代型的数据并数字化，在咬𬌗记录的帮助下记录对𬌗牙数据。运用基于Windows系统的Lava CAD软件将数字化模型重建为三维对象，以此为基础进行全瓷冠桥内冠、支架的个性化设计，并预设体积放大值以补偿收缩。依据设计数据，研磨成形机在计算机控制

下对氧化锆预成瓷块进行精确加工,可连续切削 21 个单位的底冠。随后,对底冠或支架染色,再将其置于 Lava 烧结炉内高温煅烧,结晶瓷化,获得预期的密度和高强度。最后,在技工室内进行表面饰瓷、染色、上釉,完成高强度氧化锆全瓷修复体的制作。

(四) Digident 系统

由德国 GIRRBACH 公司研制开发的 CAD/CAM 系统。系统由光学扫描测量仪(Digiscan),三维设计软件,及半自动 4 轴数控铣床(Digicut)组成。使用坯料范围较广,包括预结晶氧化锆 Digizon、玻璃陶瓷、In-Ceram Spinel / Alumina / Zirconia 预成瓷块等,故可用于嵌体及前后牙区冠桥内冠、支架的制作。

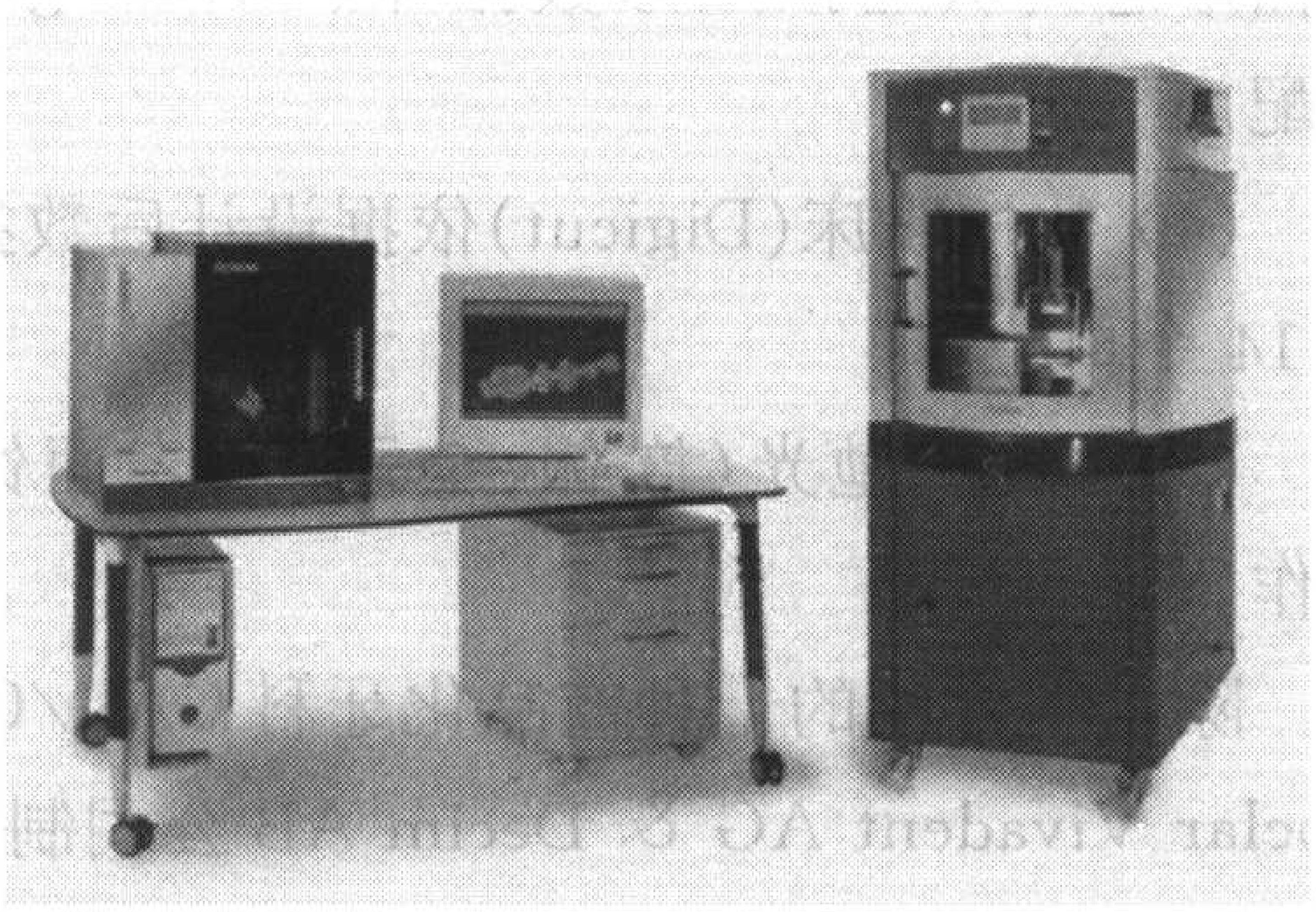


图 8-31 德国 Digident 系统

工作流程(图 8-32 至图 8-35)如下:

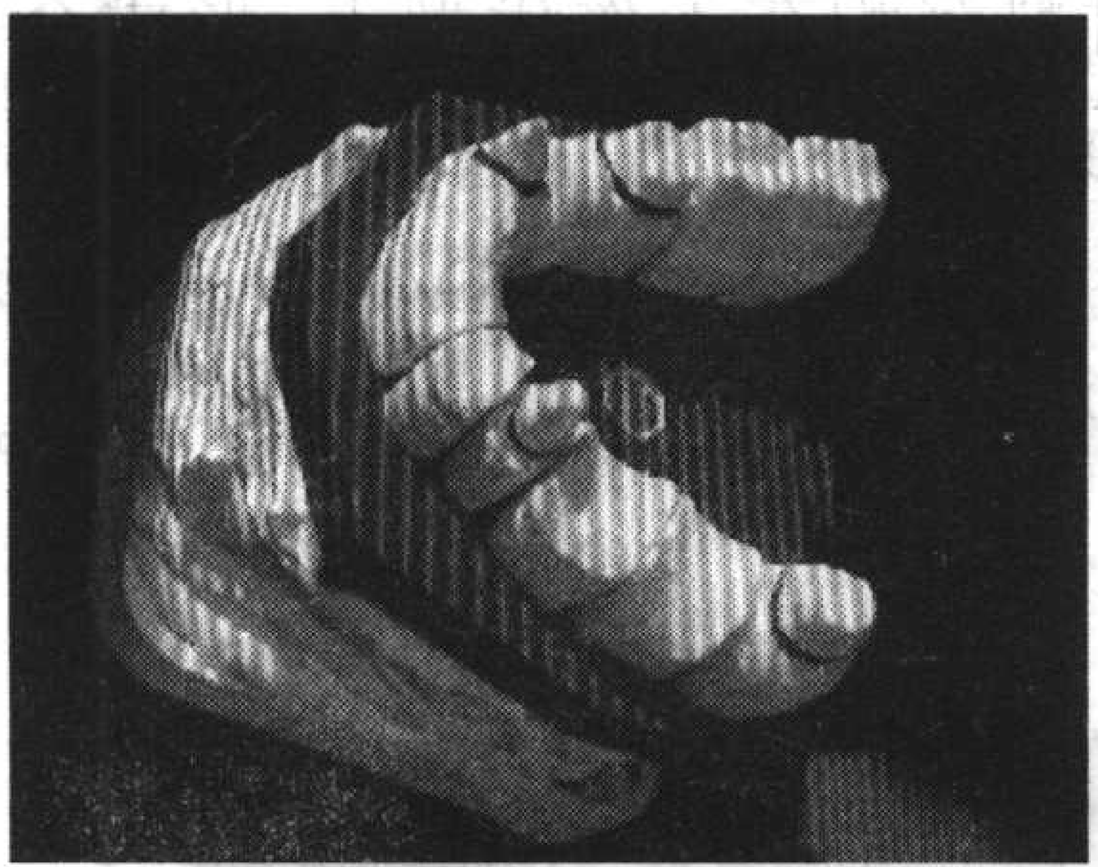


图 8-32 光栅扫描模型

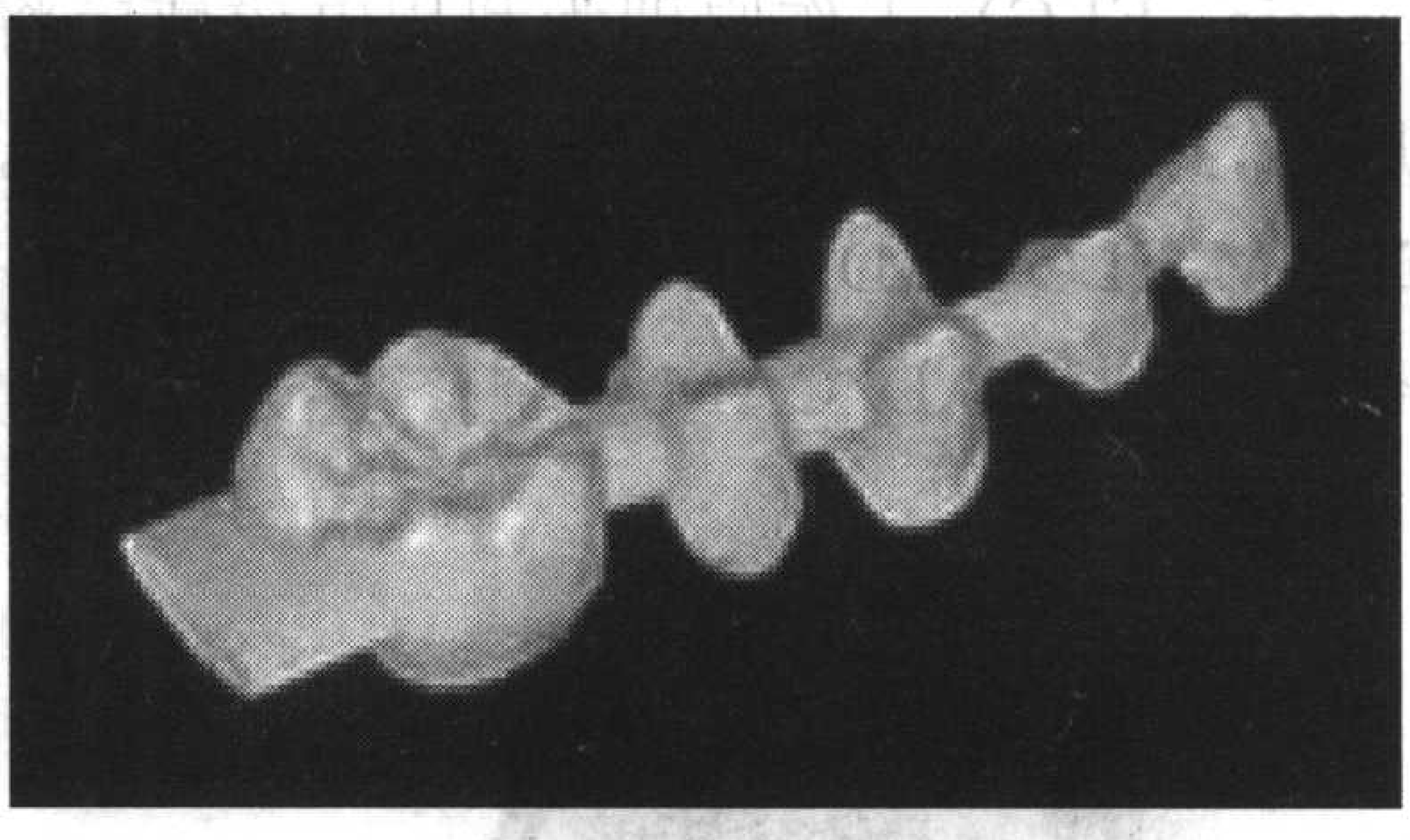


图 8-33 Argus 软件设计固定桥支架

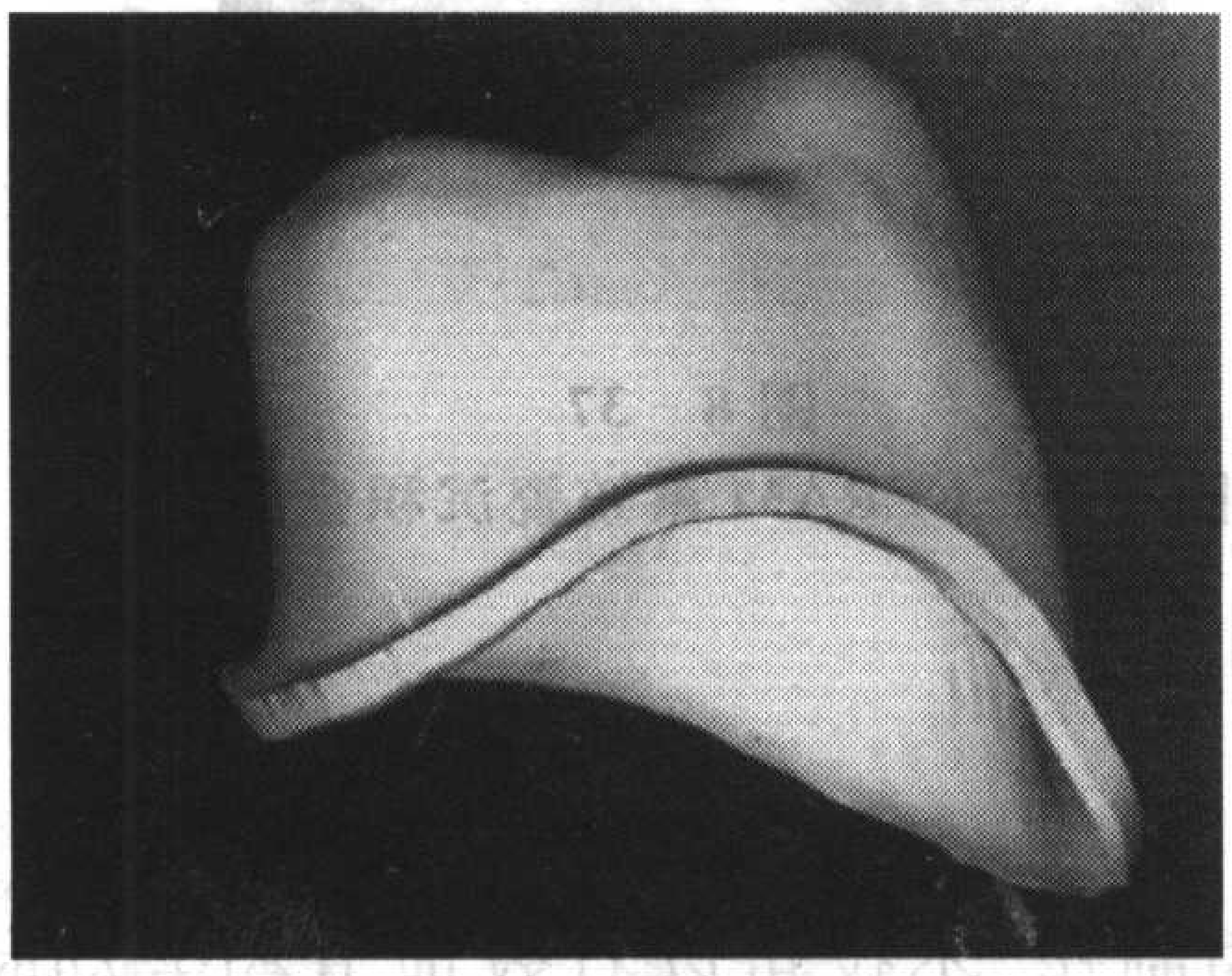


图 8-34 Argus 软件设计底冠

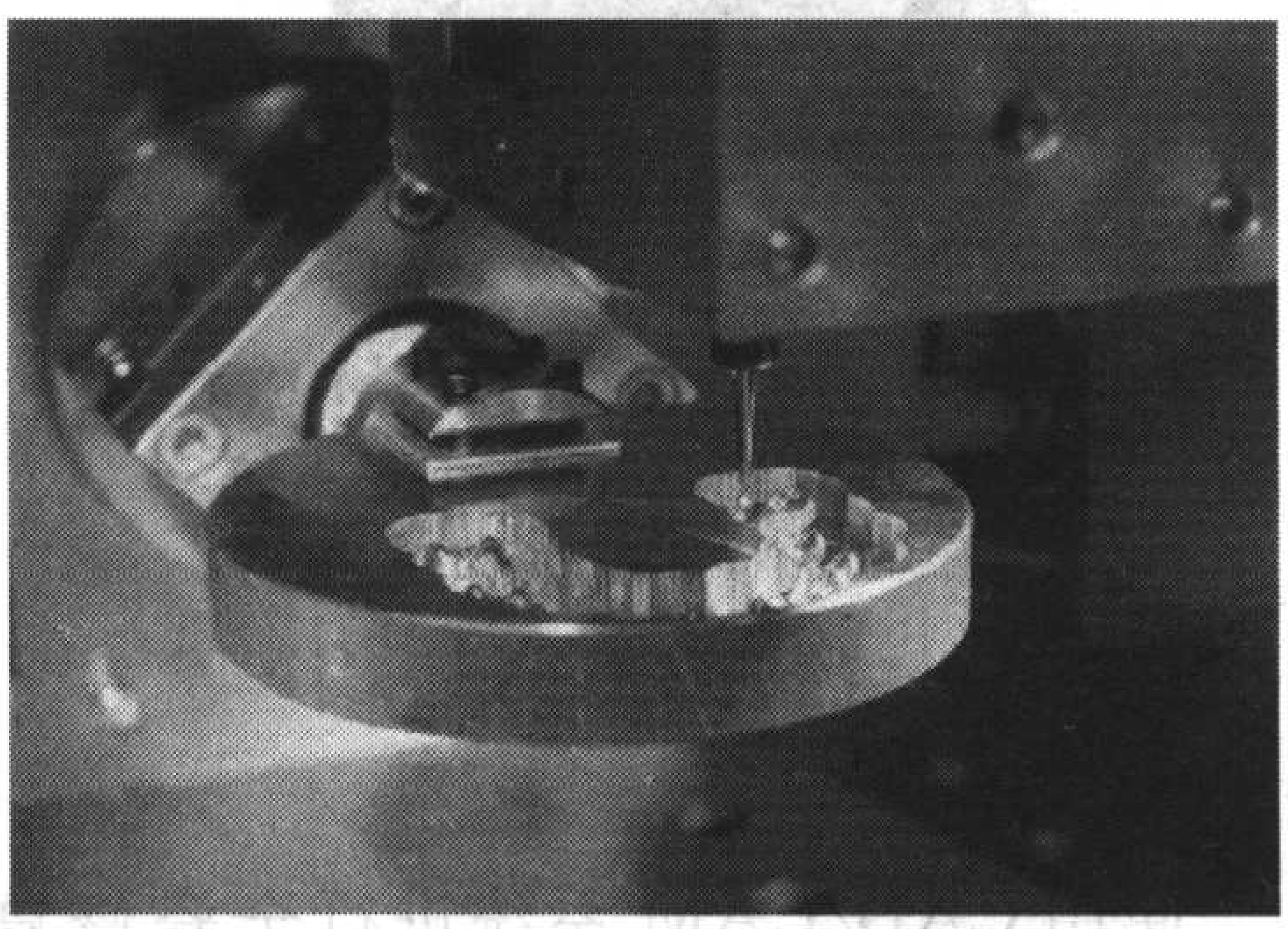


图 8-35 Digicut 数控切削

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

(1) 三维测量仪从多达 72 个方位进行光栅扫描,经分析、计算形成牙颌模型的三维点云图。

(2) 将点云图数据输入计算机,重建牙颌三维模型。

(3) 运用 Argus 软件设计修复体,设置颈缘、黏结间隙及连接体参数,桥体及殆面形态则从虚拟图形数据库(virtual graphic library)中搜索、调用,并调整至匹配。

(4) 数控铣床(Digicut)依据设计后数据,对各类预成瓷块进行切削,可同时加工 14 个单位。

(5) 染色、抛光(嵌体、全冠)或表面饰瓷(冠桥内冠、支架),完成修复体的制作。

除以上介绍的十种商品化牙科 CAD/CAM 系统外,还有一些诸如列支敦士登 Ivoclar Vivadent AG & Decim AB 公司制造的 Decim/Cad esthetics 系统、日本的 Media 系统等也可用于全瓷修复体的制作,它们在结构、技术、功能上均与上述系统雷同,故在此不再一一赘述。

此外,全瓷修复领域出现一种新技术——瓷沉积(Electrostatically Layered Ceramic, ELC),工作原理为利用电磁感应将瓷材料沉积在工作代型上,形成全瓷基底冠,其典型系统为德国 WOL-CERAM。近来,该系列又推出全新的 WOL-CERAM ELC CAD / CAM 2020 系统(图 8 - 36),将瓷沉积与 CAD/CAM 技术相结合,从而为 CAD/CAM 全瓷修复技术的发展提供了一个新的方向(图 8 - 37)。

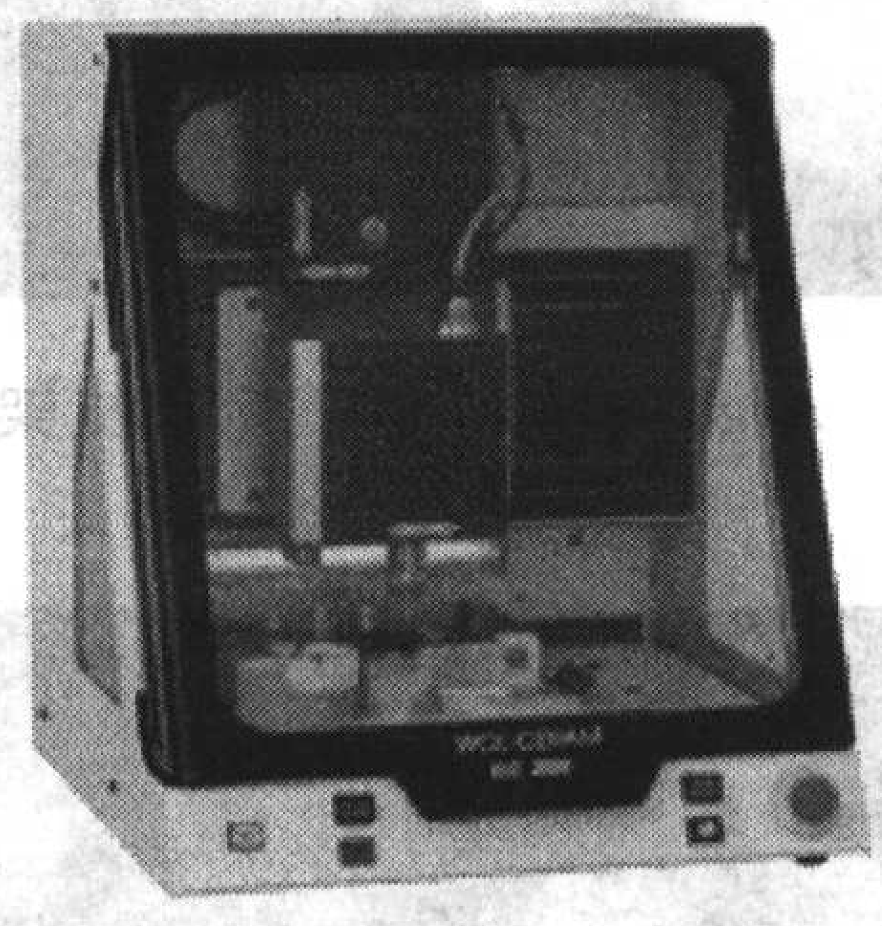


图 8 - 36 德国 WOL-CERAM ELC CAD / CAM 2020 系统

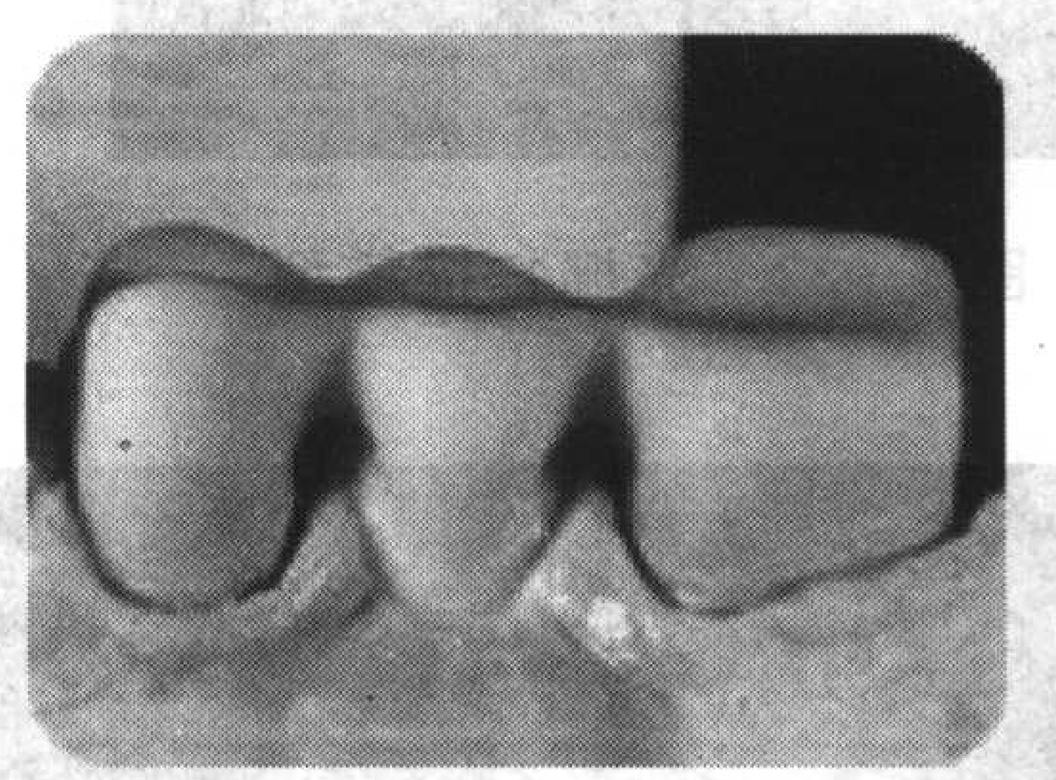


图 8 - 37 德国 WOL-CERAM 系统瓷沉积全瓷底冠

八、展望

使用 CAD/CAM 系统进行全瓷修复体的制作,不仅可以有效地节约劳动时间,提供工作效率,节省加工材料,还能够大幅度地提高修复体的精度和质量。今

后若能将修复体三维形态与下颌运动、肌电、殆力等功能指标进一步结合,开发出具有“虚拟现实”能力的CAD/CAM全瓷修复系统,必将给口腔医学界带来全新的发展前景。

第三节 CAD/CAM可切削陶瓷材料

一、发展史

经过长期的研究、开发,CAD/CAM技术目前已在口腔全瓷修复领域进入实际应用阶段,为广大口腔临床工作者提供了一个高效的新选择。而与之配套的可切削陶瓷材料一直是研究的重要内容。该类材料应满足以下条件:可加工性、生物相容性、耐用性、美观性及尽可能低的成本。

用于CAD/CAM系统的可切削陶瓷材料研究进展较为缓慢。20世纪80年代末首次推出商品化的陶瓷产品,如Vita Mark Ⅱ、Dicor MGC。但这两种材料强度低、韧性差,只能用于前牙贴面、后牙嵌体的修复,不能作为全瓷冠桥的修复材料。1996年, Rinke、Huls及Bindl、Mormann分别运用Celay系统和Cerec Ⅱ型CAD/CAM系统将预成多孔氧化铝瓷块加工形成基底冠,再采用In-Ceram技术进行玻璃渗透,制作出了具有较高强度的全瓷冠,有效地将CAD/CAM和In-Ceram技术相结合,为高强度可切削陶瓷材料的研发开辟了新途径。近年来,氧化锆增韧陶瓷以其高强度、高韧性和良好的生物相容性引起国内外学者的普遍关注,成为后牙全瓷冠桥修复材料开发的热点。

二、可切削陶瓷材料

目前,已成功开发并应用于CAD/CAM全瓷修复的可切削陶瓷材料主要包括以下四种:① 长石质可切削陶瓷,如Vita Mark Ⅱ;② 可切削玻璃陶瓷,其中云母基玻璃陶瓷有Macor-M、Dicor MGC、MGC-F等,羟基磷灰石陶瓷有Bioram-M,热压铸陶瓷有IPS-Empress;③ 可切削氧化铝陶瓷,有Procera-Allceram铝瓷,In-Ceram Alumina瓷块;④ 可切削氧化锆(Zirconia)陶瓷。

(一) 长石质可切削陶瓷

同真正的陶瓷相比,长石瓷在结构上更接近玻璃,它实际上是一种硼硅长石质玻璃,玻璃中含有分散的结晶成分(如白榴石,正长石或钠长石等晶体)。商品化的长石质瓷块主要由德国Vita公司开发,有Vita Mark Ⅰ,Vita Mark Ⅱ等。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频,微信公众号里搜索qzkqsp1(茄子口腔视频1首字母)即可关注

其中性能最好的 Vita Mark Ⅱ，其弯曲强度为 84 兆帕，断裂韧性为 1.26 兆帕·米$^{0.5}$。强度及韧性较差，只能用于前牙贴面、后牙嵌体的制作。

（二）可切削玻璃陶瓷

又称微晶玻璃，是通过玻璃的受控结晶而制成的多晶体材料。其结构为大比例的晶体和玻璃相组成的无孔复合体。

1. 云母基玻璃陶瓷

商品化的云母基玻璃陶瓷产品有德国 Dentsply 和 Down Corning 公司联合开发的 Dicor MGC-D，MGC-L 和 MGC-F，其以 MGC-F 机械性能最好，弯曲强度为 152 兆帕，断裂韧性为 2.09 兆帕·米$^{0.5}$，可用于嵌体、贴面及全冠的制作。

云母晶体具有片状结构，因此具有良好的解离性和可切削性，但其机械强度不够高。针对这一点，各国学者进行了一系列提高其机械性能的增韧增强研究。工艺上的改进主要为使用热压法，以改善材料的结构，提高性能。组分上的改进以引入氧化锆晶相为主。在粉末时将玻璃粉与氧化锆混合烧结，或将含锆的金属有机或无机化合物作为先驱体，经过水解形成凝胶，再在较低温度下烧结，得到含二氧化锆的微晶玻璃。也可采用 Ca^{2+} 代替部分 K^{+}，以成倍增加云母结构中的结合力等。云母基玻璃陶瓷经上述的增韧增强后，弯曲强度能达到 200～300 兆帕，断裂韧性能达到 2～4 兆帕·米$^{0.5}$。

2. 白榴石基玻璃陶瓷

另一类微晶玻璃，结晶相为白榴石。IPS-Empress 是列支敦士登的 Ivoclar 公司与苏黎世大学共同研制的一种白榴石热压铸玻璃陶瓷，具有良好的半透明性和折光性、与牙釉质相似的磨耗强度以及边缘适合性好等优点。近年来，该公司推出 IPS-Empress2，为二硅酸锂强化型玻璃陶瓷。二硅酸锂晶体的加入有效阻止了微裂纹的扩展，使其机械强度较 IPS-Empress 提高 3 倍，可用于三单位固定桥的制作。此外，该类还包括德国卡瓦公司生产的 Kavo Everest G 坯料，即白榴石增强陶瓷，挠曲强度达 125 兆帕，可用于后牙嵌体、高嵌体及单冠的制作。

（三）玻璃渗透陶瓷材料

代表产品 In-Ceram，1988 年由法国 Sadown 研制，后经德国 Vita 公司改进以商品名 In-Ceram 推出。现已发展为系列产品，包括 In-ceram Alumina、In-Ceram Spinel，以及 In-Ceram Zirconia。In-Ceram 系列预成瓷块是与牙科 CAD/CAM 技术相结合的全瓷修复材料，可应用于 CEREC 系统、Celay 系统等。使用该材料切削形成冠、桥底冠或支架后，采用配套的玻璃材料渗透烧结形成氧化铝（或氧化锆）玻璃复合体，极大地提高了强度和韧性，最后再堆塑饰面瓷完成修复体的制作。可用于全冠和前牙三单位固定桥的修复，加工时间较短，具有良好的应用前景。

（四）Procera-AllCeram 致密烧结铝瓷

1993 年，Anderson 和 Odèn 发明了一种致密烧结的高纯度铝瓷核冠，之后由瑞典的 Nobel Biocare AB 和 AB Sandivk Hard Materials 公司开发推出，商品名为 Procera-AllCeram。它的出现使后牙 CAD/CAM 全瓷冠及全瓷固定桥修复成为可能。该技术采用纯度 99.9%以上的氧化铝粉末(粉粒直径 4 微米)，应用工业技术以极高的压力将其压制在机械代型上形成氧化铝核冠坯体(干法加压成形)。巨大的压力赋予材料高堆积密度，理论上可达 99%，同时明显降低气孔率，减少烧结时间，延缓晶粒增大，从而使其具有优良的力学性能。

该材料挠曲强度为 601～687 兆帕，是传统长石瓷(约 65 兆帕)的 10 倍以上，也高于玻璃渗透铝瓷 In-Ceram Alumina(约 352 兆帕)，其断裂韧性约为 4.48 兆帕与 In-Ceram Alumina(4.49 兆帕)接近。因而是目前所知(除氧化锆陶瓷外)强度最高的 CAD/CAM 陶瓷材料，可用于后牙全冠及固定桥的制作。

（五）氧化锆陶瓷

氧化锆陶瓷是新型生物材料，于 20 世纪 60 年代晚期兴起，多用于制作关节假体的关节头，近年来在口腔种植和修复领域的应用日渐广泛。氧化锆陶瓷是以斜锆石(ZrO_2)和锆英石(ZrO_2-SiO_2)为主料通过成形烧结等一系列工艺制成的陶瓷瓷制品。具有良好的生物相容性和优良的力学性能，尤其是断裂韧性远高于氧化铝陶瓷。因其高强度和高韧性，成为可切削陶瓷开发的重点。其优秀的力学性能来自于它的多晶形相变。氧化锆具有 3 种晶形：单斜相晶形、四方相晶形及立方相晶形。3 种晶形分别存在于不同的温度范围并可相互转化，其中单斜相晶形与四方相晶形之间的转变是马氏林相变，相变过程中伴有 3%～5% 的剪切应力改变和体积改变，纯氧化锆烙点在 2 710℃，通常室温下仅以单斜相形式存在，但加入适量有利于稳定的四方相 MgO_2、Y_2O_3、CaO 及 La_2O_3等氧化物时，其熔点可降至 2 500℃左右，并可使四方相氧化锆稳定地存在于室温甚至于室温之下；而常温下稳定的四方相，在材料使用过程中由于外力诱导会向更稳定的单斜相转变，从而消耗部分能量，缓解应力场，同时相变粒子体积增大的效应也在一定程度上抑制裂纹的进展。另一方面，如果相变使材料内部产生微裂纹，只要裂纹的尺寸足够小，且均匀分布的微裂纹起到应力分散的作用，也可以提高材料的韧性。其中以氧化钇(Y_2O_3)稳定的四方相氧化锆多晶陶瓷(Y-TZP)性能最佳，如 VITA In-Ceram YZ、Kavo Everest BIO ZS 和 Kavo Everest BIO ZH 预成瓷块。

近年来，氧化锆陶瓷材料的研究不断发展，出现多种类型，包括稳定型氧化锆陶瓷、部分稳定型氧化锆陶瓷、四方相氧化锆多晶陶瓷、氧化锆增韧复合陶瓷、氧化锆增韧玻璃陶瓷等。适用于后牙冠桥底冠、支架的加工，使 CAD/CAM 后牙全瓷冠桥修复体的制作得以实现。

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

1. 氧化锆/氧化铝复合陶瓷

强度可达600～1 000兆帕，断裂韧性达8.1兆帕·米$^{0.5}$，可用于后牙全冠和三单位固定桥底冠、支架的制作。

2. 氧化锆增韧的纳米复合渗透陶瓷

在部分稳定的氧化锆陶瓷中加入少量的Al_2O_3可提高氧化锆的强度和韧性，巢永烈等将相变增韧陶瓷部分稳定氧化锆(Partially Stabilized Zirconia，PSZ)及具有高韧性、低温超塑性的纳米陶瓷相结合开发研制了新型的Al_2O_3-$nZrO_2$高强韧纳米复合渗透陶瓷材料。

3. 氧化锆添加剂提高氧化铝烧结体的强度和韧性

在氧化铝中添加$\omega(ZrO_2)=5\%$作为增韧剂改善多孔氧化铝及其玻璃复合体(Alumina Glass Composit，AGC)的力学性能，提高可切削氧化铝烧结体的强度和韧性。

4. 聚甲基丙烯酸甲酯-氧化锆复合材料

李石保等以部分烧结氧化锆陶瓷(partially sintered Zirconia compacts ，PSZC)为基体，将预聚甲基丙烯酸甲酯(MMA)经真空浸渍渗透其中，原位聚合固化，制备出一种新型的聚甲基丙烯酸甲酯-氧化锆($PMMA_2ZrO_2$)材料。该材料为有机-无机复合材料，综合性能较好，并具有一定的美观性、良好的表面抛光性和耐磨性，可用于牙科CAD/CAM系统加工，切削制作全瓷修复体。

从上述介绍可以看出，CAD/CAM可切削陶瓷在种类和机械性能上已有了长足的发展，可基本满足各类全瓷修复体的制作要求，但其强度还有进一步提高的空间。可以预见，氧化锆增韧及纳米陶瓷技术将成为可切削陶瓷增强补韧的发展方向。此外，对全瓷材料色度学的研究，及如何更好地再现天然牙的层次感、色彩变化，亦是未来可切削陶瓷材料研究的重点。

（蔡玉惠　邱　憬）

参考文献

[1] 杜启莲. 非金属桩核修复的生物力学研究进展[J]. 国外医学口腔医学分册,2004,31(4): 142 - 144.

[2] 段亚光,廖光天,李建久. 根管桩材质对桩冠修复后牙齿抗折力的影响[J]. 实用口腔医学杂志,2003,19(3): 277～278.

[3] 刘峰. 非金属桩系统[J]. 国外医学口腔医学分册,2003,30(1): 71 - 73.

[4] 张文云,陈吉华,李南,等. 纤维增强树脂桩钉与非金属核型材料粘接性能的对照研究[J]. 口腔医学研究,2004,20(4): 132 - 135.

[5] 陈治清. 口腔生物材料学[M]. 北京: 化学工业出版社,2004.

[6] 徐恒昌. 口腔材料学[M]. 北京: 北京大学医学出版社,2005.

[7] 徐君伍. 口腔修复理论与临床[M]. 北京: 人民卫生出版社,1999.

[8] 张志君. 电脑比色技术 口腔器械学[M]. 成都: 四川大学出版社,2000.

[9] 姚江武. 现代口腔色彩学[M]. 厦门: 厦门大学出版社,2000.

[10] Billmeyer FW, Saltzman M. Principles of Color Technology[M]. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1981.

[11] Denissen H, Mangano C, Nava V, et al. Atlas of Porcelain Restorations[M]. Padua, SPA: Piccin Nuova libraria, 1900.

[12] Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems[J]. J Prosthet Dent, 2002, 87(4): 431 - 437.

[13] Butz F, Lennon AM, Heydecke G, et al. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study[J]. Int J prosthodont, 2001, 14(1): 58 - 64.

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

[14] Mannocci F, Ferraci M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study[J]. J Prosthet Dent, 2001, 85(3): 284 - 291.

[15] Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts[J]. Oper Dent, 2000, 25(3): 223 - 227.

[16] Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems[J]. J Prosthet Dent, 1999, 81(3): 262 - 269.

[17] Nicholson JW. Adhesive dental materials and their durability[J]. International Journal of adhesion and adhesives, 2000, 20(1): 11 - 16.

[18] Alkhiary YM, Morgano SM, Giordano RA. Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics[J]. J Prosthet Dent, 2003, 90(2): 133 - 142.

[19] Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents[J]. J Prosthet Dent, 2003, 89(2): 127 -134.

[20] Aykent F, Usumez A, Ozturk AN, et al. Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers[J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(1): 46 - 50.

[21] Begazo CC, de Boer HD, Kleverlaan CJ, et al. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material[J]. Dent Mater, 2004, 20(10): 901 - 907.

[22] Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, et al. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence[J]. J Adhes Dent, 2002, 4(1): 7 - 22.

[23] Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material[J]. J Dent, 2002, 30(4): 153 - 160.

[24] Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics[J]. J Prosthet Dent, 2003, 89(5): 479 - 488.

[25] Blatz MB, Sadan A, Martin J, et al. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling[J]. J Prosthet Dent, 2004, 91(4):

356 - 362.

[26] Blatz MB, Sadan A, Soignet D, et al. Long-term resin bond to densely sintered aluminum oxide ceramic[J]. J Esthet Restor Dent, 2003, 15(6): 362 - 369.

[27] Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review[J]. Dent Mater, 2005, 21(10): 962 - 970.

[28] Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology[J]. Oper Dent, 1986, 11(3): 111 - 116.

[29] Chang JC, Hart DA, Estey AW, et al. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel[J]. J Prosthet Dent, 2003, 90(1): 18 - 23.

[30] Cho BH, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength[J]. Dent Mater, 2004, 20(2): 107 - 115.

[31] Courson F, Bouter D, Ruse ND, et al. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth[J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(4): 296 - 303.

[32] Dagostin A, Ferrari M. Effect of resins sealing of dentin on the bond strength of ceramic restorations[J]. Dent Mater, 2002, 18(4): 304 - 310.

[33] Dumfahrt H, Gobel G. Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study [J]. J Prosthet Dent, 1999, 82(3): 281 - 285.

[34] El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, et al. Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements[J]. Dent Mater, 2005, 21(2): 83 - 93.

[35] Elias AC, SheihamA. The relationship between satisfaction with mouth and number, position and condition of teeth: studies in Brazilian adults [J]. J Oral Rehabil, 1999, 26(1): 53 - 71.

[36] Emami N, Soderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites[J]. Eur J Oral Sci, 2003, 111(6): 536 - 542.

[37] Ferrari M, Cagidiaco MC, Vichi A, et al. Bonding of all-porcelain

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

crowns: structural characteristics of the substrate[J]. Dent Mater, 2001, 17 (2): 156－164.

[38] Filho AM, Vieira LC, Araujo E, et al. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength[J]. J Prosthodont, 2004, 13(1): 28－35.

[39] Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, et al. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization"[J]. Oper Dent, 2000, 25(1): 26－32.

[40] Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, et al. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study[J]. Dent Mater, 2001, 17(5): 373－380.

[41] Fujitani Morioki, Harima Takahiro, Shintani Hideaki. Does Er: YAG or CO_2 laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems[J]? International Congress Series, 2003, 1248: 161－166.

[42] Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, et al. Tensile strength and microhardness of treated human dentin[J]. Dent Mater, 2004, 20(6): 522－529.

[43] Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite[J]. Dent Mater, 2002, 18(2): 136－142.

[44] Graham JD, Johnson A, Wildgoose DG, et al. The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface[J]. Int J Prosthodont, 1999, 12(4): 330－334.

[45] Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems[J]. J Dent, 2002, 30(2－3): 99－105.

[46] Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, et al. Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength[J]. Dent Mater, 2003, 19(5): 429－434.

[47] Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface[J]. Dent Mater, 2002, 18(2): 179－188.

[48] Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, et al. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness[J]. J Oral Rehabil, 2001, 28

(11): 1022 - 1028.

[49] Janda R, Roulet JF, Wulf M, et al. A new adhesive technology for all-ceramics[J]. Dent Mater, 2003, 19(6): 567 - 573.

[50] Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, et al. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation[J]. Eur J Oral Sci, 2004, 112(3): 280 - 285.

[51] Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics[J]. Biomaterials, 2001, 22(7): 749 - 752.

[52] Jones SEB. The story of adhesion and developments in dentistry[J]. Int J Adhesion and Adhesives. 1995, 15(2): 109 - 113.

[53] Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin[J]. J Oral Rehabil, 2000, 27(2): 103 - 110.

[54] Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability[J]. Dent Mater, 1998, 14(1): 64 - 71.

[55] Komine F, Tomic M, Gerds, T, et al. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns[J]. J Prosthet Dent, 2004, 92(4): 359 - 364.

[56] Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, et al. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics[J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(2): 128 - 133.

[57] Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, et al. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison[J]. Acta Odontol Scand, 2003, 61(5): 268 - 272.

[58] Luthy H, Filser F, Loeffel O, et al. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges [J]. Dent Mater, 2005, 21 (10): 930 - 937.

[59] Lu YC, Tseng H, Shih YH, et al. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic[J]. J Oral Rehabil, 2001, 28(9): 805 -813.

[60] Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements[J]. J Prosthet Dent, 1996, 75(2): 129 - 134.

[61] Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Analysis of the dentin-resin in-

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

terface by use of laser Raman spectroscopy[J]. Dent Mater, 2002, 18(8): 576 - 580.

[62] Moulin P, Degrange M, Picard B. Influence of surface treatment on adherence energy of alloys used in bonded prosthetics[J]. J Oral Rehabil, 1999, 26(5): 413 - 421.

[63] Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, et al. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent[J]. J Oral Rehabil, 2004, 31(8): 785 - 789.

[64] Nogami T, Tanoue N, Atsuta M, et al. Effectiveness of two-liquid silane primers on bonding sintered feldspathic porcelain with a dual-cured composite luting agent[J]. J Oral Rehabil, 2004, 31(8): 770 - 774.

[65] Oh, WS, Shen C. Effect of flame cleaning of ceramic surface on the bond strength of composite to ceramic [J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(2): 141 -144.

[66] Oh WS, Shen C, Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic[J]. J Prosthet Dent, 2003, 90(3): 241 - 246.

[67] Patzer GL. Understanding the causal relationship between physical attractiveness and self-esteem[J]. J Esthet Dent. 1996,8(3): 144 - 147.

[68] Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, et al. Porcelain veneers: a review of the literature[J]. J Dent, 2000, 28(3): 163 - 177.

[69] Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns[J]. Dent Mater, 2005, 21(5): 445 - 453.

[70] Pioch T, Stotz S, Buff E, et al. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength[J]. Am J Dent, 1998, 11(5): 202 - 206.

[71] Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing[J]? Clin Oral Investig, 2002, 6(4): 189 - 197.

[72] Priest G, Priest J. Promoting esthetic procedures in the prosthodontic practice[J]. J Prosthodont, 2004, 13(2): 71 - 72.

[73] Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, et al. Curing efficiency of various types of light-curing units[J]. Eur J Oral Sci, 2004, 112(1): 89 - 94.

[74] Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples[J]. J Oral Re-

habil, 2004, 31(8): 790 - 797.

[75] Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials[J]. J Oral Rehabil, 2003, 30(7): 758 - 764.

[76] Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials[J]. Int J Prosthodont, 1995, 8(3): 239 - 246.

[77] Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, et al. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores[J]. J Prosthet Dent, 2000, 83(2): 210 - 215.

[78] Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, et al. Effect of enamel prism orientation after irradiation with Er: YAG laser on bond strength[J]. International Congress Series, 2003, 1248: 167 - 170.

[79] Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics[J]. Dent Mater, 2002, 18(5): 380 -388.

[80] Shinchi, MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel[J]. Dent Mater, 2000, 16(5): 324 - 329.

[81] Soeno K, Suzuki S, Yokomichi R, et al. Evaluation of a novel dentin bonding system compared to commercial bonding system[J]. J Dent, 2004, 32(4): 315 - 320.

[82] Sproull RC. Color matching in dentistry. Part Ⅰ: The three-dimensional nature of color[J]. J Prosthet Dent 1973, 29(4): 416 - 424.

[83] Stappert CF, Stathopoulou N, Gerds T, et al. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers[J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(4): 266 - 272.

[84] Sturzenegger B, Feher A, Luthy H, et al. Clinical study of zirconium oxide bridges in the posterior segments fabricated with the DCM system[J]. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2000, 110(12): 131 - 139.

[85] Sunico MC, Shinkai K, Medina VO 3rd, et al. Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resin-dentin interface of a new one-bottle nanofilled adhesive[J]. Dent Mater, 2002, 18(7): 535 - 542.

[86] Szep S, Schmid C, Weigl P, et al. effect of the silicone disclosing

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

procedure on the shear bond strength of composite cements to ceramic restorations[J]. J Prosthet Dent, 2003, 89(1): 60-65.

[87] Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, et al. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers[J]. J Oral Rehabil, 2004, 31(2): 160-165.

[88] Walls AW, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers[J]. Br Dent J, 2002, 193(2): 73-76, 79-82.

[89] Watts DC, al Hindi A. Intrinsic "soft-start" polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite[J]. Dent Mater, 1999, 15(1): 39-45.

[90] Yazici AR, Frentzen M, Dayangac B. In vitro analysis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations[J]. J Dent, 2001, 29(5): 355-361.

[91] Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements[J]. J Prosthet Dent, 2003, 89(6): 565-571.

［Ｇｅｎｅｒａｌ　Ｉｎｆｏｒｍａｔｉｏｎ］
书名＝牙科全瓷修复技术
作者＝章非敏主编
页数＝１９８
ＳＳ号＝１１８７６２０９
出版日期＝２００７．２

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

前言
目录
第一章 全瓷修复材料和系统演变
第一节 口腔陶瓷材料
一、概念及发展史
二、口腔陶瓷的分类
三、口腔陶瓷的基本结构及性能
第二节 口腔全瓷材料
一、概念及发展史
二、全瓷材料的分类
第三节 烧结全瓷材料
一、传统长石质烤瓷全瓷材料
二、白榴石增强长石质烤瓷
三、氧化铝基烤瓷
四、粉浆涂塑全瓷材料
五、高纯铝瓷
六、镁基核瓷
第四节 铸造陶瓷
一、铸造玻璃陶瓷
二、热压铸瓷材料
第二章 全瓷修复美学、色度学原理和应用
一、光色原理与色彩术语
二、色彩的生理和心理功能
三、标准的颜色标定系统
四、天然牙的色彩特点
五、颜色测量的方法
六、临床比色技术
第三章 瓷嵌体修复技术
第一节 概述
第二节 全瓷嵌体
一、适应证和禁忌证
二、临床操作技术
第三节 全瓷高嵌体
一、适应证
二、临床操作技术
三、瓷嵌体（高嵌体）与金属嵌体牙体预备的区别
第四章 瓷贴面
第一节 历史回顾
一、直接贴面
二、间接树脂贴面
三、瓷贴面
四、瓷贴面与树脂贴面的比较
第二节 瓷贴面的特点
一、瓷贴面的优点
二、瓷贴面的不足
三、适应证
四、禁忌证
第三节 牙科陶瓷技术
一、瓷的增强方法
二、影响黏结耐久性的因素
三、瓷修复体的使用寿命
第四节 牙体预备

一、牙体预备的合理性
二、牙体预备步骤
三、牙体预备的评价
第五节　　印模与暂时修复
一、印模技术
二、暂时修复
三、颜色的选择
第六节　技工室技术
一、医技交流
二、耐火包埋技术
三、铂金箔技术
四、瓷粉的运用
五、磨光和塑形
六、上釉
七、贴面在主模型上的修整和安放
八、酸蚀
第七节　特殊效果和特征染色
一、变色牙的瓷粉筑塑
二、牙体缺损（IV型）
第八节　贴面的就位
一、试戴
二、贴面就位步骤
三、患者指导
第五章　纤维桩和陶瓷桩在全瓷修复中的应用
第一节　纤维桩
一、纤维桩的概念和应用范围
二、纤维桩的性能
三、纤维桩与金属桩的比较
四、纤维桩的临床应用
第二节　　陶瓷桩
一、氧化锆陶瓷的应力诱导相变增韧机制
二、氧化锆桩的性能
三、氧化锆陶瓷桩与纤维桩的比较
四、氧化锆桩的临床应用
第三节　　桩冠黏结的影响因素
一、根管充填材料
二、黏结前根管壁牙本质的处理
三、黏结剂的种类
四、黏结剂的厚度
五、黏结方法
第六章　全瓷冠桥的临床应用
第一节　概述
一、全瓷冠的性能特点
二、全瓷冠的适应证及禁忌证
第二节　全瓷冠的设计和牙体预备要求
一、全瓷冠的设计
二、全瓷冠的牙体预备
第三节　　比色及暂时修复
一、全瓷冠的比色
二、暂时性修复体
第四节　　常用全瓷体系的技工室技术
一、热压铸瓷

公众号里每天更新正畸、修复等临床操作视频
口腔视频，微信公众号里搜索qzkqsp1（茄子口腔视频1首字母）即可关注

二、玻璃渗透氧化铝陶瓷
第五节　全瓷冠的试戴与黏结
一、试戴
二、修复体的黏结
第六节　　常见并发症的预防及临床处理
一、继发龋及预防
二、牙髓损伤的预防及处理
三、牙龈损伤的预防及处理
四、崩瓷
第七章　全瓷修复体的黏结
第一节　黏结对全瓷修复的意义
一、黏结的基本理论
二、黏结的意义
三、树脂类黏结剂的应用
第二节　全瓷黏结材料
一、全瓷修复对口腔黏结材料的要求
二、树脂类黏结材料的组成
三、全瓷修复黏结材料
四、光固化装置的选择
第三节　基牙的黏结
一、牙釉质的黏结
二、牙本质的黏结
三、牙体黏结技术的进展
四、激光对牙体的表面处理
五、暂时黏固对牙体黏结的影响
第四节　　陶瓷的黏结
一、表面处理
二、各类陶瓷的黏结
三、陶瓷黏结技术的发展方向
第五节　黏结的临床操作技术
一、黏结前准备工作
二、就位和黏结
第八章　计算机辅助设计和计算机辅助制造（ＣＡＤ／ＣＡＭ）技术在全瓷修复中的应用
第一节　概述
一、ＣＡＤ／ＣＡＭ在口腔医学中的应用
二、ＣＡＤ／ＣＡＭ系统组成
三、ＣＡＤ／ＣＡＭ系统的优势与不足
第二节　　ＣＡＤ／ＣＡＭ全瓷修复系统
一、ＣＥＲＥＣ系统
二、Ｋａｖｏ　Ｅｖｅｒｅｓｔ系统
三、泽康（Ｃｅｒｃｏｎ）系统
四、Ｐｒｏｃｅｒａ系统
五、Ｓｏｐｈａ／Ｄｕｒｅｔ系统
六、Ｃｅｌａｙ系统
七、其他ＣＡＤ／ＣＡＭ全瓷修复系统
八、展望
第三节　　ＣＡＤ／ＣＡＭ可切削陶瓷材料
一、发展史
二、可切削陶瓷材料
参考文献